
BACHELORARBEIT

Herr
Thomas Püschel

**Fluorlasermikrostrukturierung
von Mikrozyylinderlinsen in D263T**

Mittweida, 2014

BACHELORARBEIT

Fluorlasermikrostrukturierung von Mikrozyylinderlinsen in D263T

Autor:

Herr

Thomas Püschel

Studiengang:

Physikalische Technik

Seminargruppe:

PT11wL-B

Erstprüfer:

Prof. Dr. rer. nat. Steffen Weißmantel

Zweitprüfer:

Michael Pfeifer M. Sc.

Einreichung:

Mittweida, 31.12.2014

Verteidigung/Bewertung:

Mittweida, 2015

BACHELOR THESIS

Fluorine laser microstructuring of cylindrical microlenses in D263T

author:

Mr. Thomas Püschel

course of studies:

Physical Engineering

seminar group:

PT11wL-B

first examiner:

Prof. Dr. rer. nat. Steffen Weißmantel

second examiner:

Michael Pfeifer M. Sc.

submission:

Mittweida, 31.12.2014

defence/ evaluation:

Mittweida, 2015

Bibliografische Beschreibung:

Püschel, Thomas:

Fluorlasermikrostrukturierung von Mikrozyylinderlinsen in D263T. - 2014. –
10, 63, 28 S.

Mittweida, Hochschule Mittweida, Fakultät Mathematik / Naturwissenschaften /
Informatik, Bachelorarbeit, 2014

Referat:

Das Thema der vorliegenden Bachelorarbeit ist die Herstellung von Mikrozyylinderlinsen in D263T mittels Fluorlasermikrostrukturierung. Hierbei werden Flächenabträge mit verschiedenen Maskengeometrien bei unterschiedlichen Fluenzen, Pulsüberlappungsgraden und Pulswiederhol frequenzen erzeugt. Der Einfluss der einzelnen Parameter wird untersucht und Ausgewertet. Die daraus gewonnenen Erkenntnisse sollen die Grundlage für weitere Untersuchungen auf dem Gebiet der Mikrolinsenherstellung mittels Fluorlasermikrostrukturierung bilden.

Danksagung

Ich möchte mich bei all denen bedanken, die mich bei der Anfertigung meiner Bachelorarbeit unterstützt haben.

Besonderer Dank gilt:

Prof. Dr. Steffen Weißmantel und meinen Betreuer Herrn Michael Pfeifer, die mir die Mittel für die Anfertigung dieser Arbeit bereitstellten und mir mit hervorragender Fachkompetenz und Rat zur Seite standen.

Des Weiteren bedanke ich mich bei allen Mitarbeitern des Laserinstituts der Hochschule Mittweida für ihre Unterstützung.

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	VI
Abbildungsverzeichnis	VIII
Tabellenverzeichnis	XII
Formelzeichen	XIII
Abkürzungsverzeichnis	XIV
1. Einleitung	1
1.1. Stand der Technik.....	2
1.2. Aufgabenstellung und Vorgehensweise.....	8
2. Grundlagen	9
2.1. Physikalische Grundlagen	9
2.1.1. Laserablation	9
2.1.2. Maskenprojektionsverfahren	10
2.2. Die Laseranlage	10
2.2.1. Der F_2 - Laser LPF 220i	10
2.2.2. Strahlführung und Strahlformung	11
2.2.3. Bearbeitungskammer	14
3. Material und Methoden	16
3.1. Material	16
3.2. Methoden.....	18
3.2.1. Erzeugung von Flächenabträgen	18
3.2.2. Vorüberlegungen zur Erzeugung von Zylinderlinsen	19
3.2.3. Theoretische Untersuchung des Abtragsverlaufes	20
3.2.4. Teststrukturen und verwendete Masken	23
3.2.5. Vermessung der generierten Linsenstrukturen	25
3.2.6. Vorgehensweise bei der Auswertung der Messergebnisse.....	26
3.2.7. Reinigungsverfahren nach der Strukturierung.....	28
4. Ergebnisse und Diskussion	29
4.1. Ergebnisse der theoretischen Berechnungen.....	29
4.1.1. Allgemeine Betrachtung des Abtragsverhaltens	29
4.1.2. Linsenform in Abhängigkeit der Fluenz	34
4.1.3. Linsenform in Abhängigkeit des Pulsüberlappungsgrades.....	35
4.2. Ergebnisse der Linsenstrukturierung	37

4.2.1. Betrachtung der Linsenform und Oberfläche	37
4.2.2. Linsenform in Abhängigkeit der Fluenz	45
4.2.3. Linsenform in Abhängigkeit des Pulsüberlappungsgrades.....	50
4.2.4. Oberflächenrauigkeit der Zylinderlinsen.....	55
5. Zusammenfassung und Ausblick	63
 Literaturverzeichnis	 i
Anhang.....	iii
Selbstständigkeitserklärung	xxxii

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Schematische Darstellung des Abtragmechanismus bei Ultraschallschwingläppen [Ber09]	3
Abb. 2: Links: Isotroper Ätzabtrag; [Ris11]	4
Abb.3: Schematische Darstellung der Ätzkammer [Ris11].....	5
Abb. 4: Anisotropes Abtragsverhalten und Grabenbildung durch Ionenreflexion an Kanten [Ris11]	6
Abb. 5: Schematischer Aufbau einer Ionenstrahlätzanlage[Ris11].....	7
Abb. 6: Strahlengang mit den enthaltenen Komponenten zur Strahlführung und Formung [Ber09]	11
Abb. 7: Transmissionsgrad des Abschwächers in Abhängigkeit der Winkelstellung [Häh06]	12
Abb. 8: Schema des Strahlabschwächers [Hän06].....	12
Abb. 9: Schematische Darstellung des Beamcombiners sowie der Strahlverteilung vorher und nachher [3dm05]	13
Abb. 10: Transmissionsvermögen von Borosilikatglas D263T von Schott mit 1,1 mm Dicke [Uqg99].....	16
Abb. 11: Abtragsraten in Abhängigkeit der Fluenz bei 100 Hz, 150 Hz und 200 Hz Pulswiederhol-frequenz [Püs14]	17
Abb. 12: Prinzipdarstellung eines Flächenabtrages mit einer Maske, die eine quadratische Geometrie besitzt bei einem Pulsüberlappungsgrad von 75 %[Ber09].....	18
Abb. 13: Prinzipskizze des Abtragsprozess mit einer Halbkreismaske(rot) und den charakteristischen Flächenelementen, die bei 85 % Pulsüberlappungsgrad entstehen.....	19
Abb. 14: Charakteristische Treppenstruktur die durch den Pulsüberlappungsgrad erzeugt wird. Die rote Linie zeigt die ideale Linsenform	20
Abb. 15: Halbkreismaske mit 95 % Pulsflächenüberlapp und den charakteristischen Flächenelementen	21
Abb. 16: Abtragsblock mit den einzelnen Flächenabträgen bei unterschiedlichem Pulsüberlapp	23
Abb. 17: Abtragsblöcke bei unterschiedlichen Fluenzen und konstanter Pulswiederholfrequenz	24
Abb. 18: Zeigt drei nebeneinander liegende Abtragsblöcke die mit einer Fluenz von 2,0 J/cm ² , 2,5 J/cm ² , und 3,0 J/cm ² (von links nach rechts) die bei 200Hz Pulswiederholfrequenz strukturiert wurden.	24
Abb. 19: Dreidimensionale Punktwolke eines Flächenabtrages, der bei 3,0 J/cm ² , 97 % Pulsflächenüberlapp und bei 200 Hz Pulswiederholfrequenz mit der Halbkreismaske erzeugt wurde.....	26
Abb. 20: Schnittprofil einer dreidimensionalen Punktwolke in x – Richtung.	27
Abb. 21: Stufenförmiger Abtragsverlauf einer Linsenstruktur mit 95 % Pulsüberlappungsgrad bei einer Fluenz von 1 J/cm ²	29

Abb. 22:Stufenförmiger Abtragsverlauf einer Linsenstruktur mit 99 % Pulsüberlappungsgrad bei einer Fluenz von 1 J/cm ²	30
Abb. 23: Schematische Darstellung des stufenförmigen Abtragsverlaufs und den Abständen einer Stufe zu Linsenscheitel. Dabei ist a die Distanz zum Stufenanfang, b zur Stufenmitte und c zum Stufenende	31
Abb. 24: Zeigt den Verlauf der Krümmungsradien von Stufenanfang, Stufenmitte und Stufenende in Abhängigkeit zum Abstand vom Linsenscheitel	32
Abb. 25:Zeigt den Verlauf der Krümmungsradien von Stufenanfang, Stufenmitte, Stufenende und des mittleren in Abhängigkeit zum Abstand vom Linsenscheitel.....	32
Abb. 26:Stufenförmiger Abtragsverlauf einer Linsenstruktur mit 95 % Pulsüberlappungsgrad bei einer Fluenz von 1 J/cm ² mit eingezeichnetem sphärischen verlauf den der mittlere Krümmungsradius beschreibt.	33
Abb. 27:Zeigt den Verlauf des Verhältnisses zwischen Abtragstiefe z und Stufenbreite in Abhängigkeit des mittleren Stufenabstandes bei einem Pulsüberlappungsgrad von 95 % und 99 %	34
Abb. 28: Zeigt den Einfluss der Fluenz auf das Abtragsverhalten bei 95 % Pulsüberlappungsgrad.....	35
Abb. 29:Abtragsverhalten bei einer Flueez von 1 J/cm ² und Pulsüberlappungsgraden von 95 %, 97 % und 99 %.	35
Abb. 30:Periodische Wellenstruktur auf der Oberfläche der Linsenstruktur mit Pulsüberlapp-ungsgraden von 95 %, 97 %, 99 % (von Links nach Rechts). Strukturiert mit der Halbkreismaske bei einer Fluenz von 4,0 J/cm ² und 200 Hz Pulswiederholffrequenz.	37
Abb. 31:Periodische Wellenstruktur auf der Oberfläche der Linsenstruktur mit Pulsüberlapp-ungsgraden von 95 %, 97 %, 99 % (von Links nach Rechts). Strukturiert mit der halbelliptischen Maske bei einer Fluenz von 3,0 J/cm ² und 100 Hz Pulswiederholffrequenz.	37
Abb. 32:Prinzipdarstellung des Überlappungsverhaltens der Halbkreismaske die zur Bildung der Wellenstruktur führt.....	38
Abb. 33 Skizze der Halkreismaske	39
Abb. 34:Prinzipskizze eines symmetrischen Pulsüberlapps.....	40
Abb. 35: Näherungsweise symmetrischer Pulsüberlapp bei 95 % Pulsüberlappungsgrad, der mit der Halbkreismaske bei 4,0 J/cm ² erzeugt wurde.....	40
Abb. 36: Prinzipdarstellung eines unsymmetrischen Pulsüberlapp der Halbkreismaske	41
Abb. 37:Unsymmetrischer Pulsüberlapp bei 96 %Pulsüberlappungsgrad und einer Fluenz von 4,0 J/vm ² mit der Halbkreismaske (links). Unsymmetrischer Pulsüberlapp bei 95 %Pulsüberlappungsgrad und einer Fluenz von 1,5 J/vm ² mit der halbelliptischen Maske (rechts).	41
Abb. 38:Profilschnitt einer Linse, die mit der Halbkreismaske bei 96 % Pulsflächenüberlappungsgrad, einer Fluenz von 3,0 J/cm ² und mit 200 Hz Pulswiederholffrequenz strukturiert wurde.	42
Abb. 39:Profilschnitt einer Linse, die mit der halbelliptischen Maske bei 96 % Pulsflächenüberlappungsgrad, einer Fluenz von 3,0 J/cm ² und mit 200 Hz Pulswiederholffrequenz strukturiert wurde.	42

Abb. 40: Alternative Maske mit Teilkreiselement	43
Abb. 41: Zeigt die Einteilung der Linsenfläche in zwei Bereiche, die aus symmetriegründen jeweils links und rechts vom Linsenscheitel zu finden sind.	44
Abb. 42: Krümmungsradien in Abhängigkeit des Abstandes vom Linsenscheitel bei den Linsen, die mit der Halbkreismaske strukturiert wurden.	44
Abb. 43: Krümmungsradien in Abhängigkeit des Abstandes vom Linsenscheitel bei den Linsen, die mit der halbelliptischen Maske strukturiert wurden.	45
Abb. 44: Zeigt das theoretisch und praktisch ermittelte Verhalten des mittleren Krümmungsradius in Abhängigkeit der Fluenz bei 97 % Pulsüberlappungsgrad.	46
Abb. 45: Zeigt den theoretisch und experimentell ermittelten Abtragsverlauf der Linsen die mit der Halbkreismaske bei Fluenzen von 1 J/cm ² , 3 J/cm ² und 5 J/cm ² , einem Pulsüberlappungsgrad von 97 % und 100 Hz Pulswiederholffrequenz strukturiert wurden	47
Abb. 46: Zeigt das praktisch ermittelte Verhalten des mittleren Krümmungsradius in Abhängigkeit der Fluenz bei 97 % Pulsüberlappungsgrad.	48
Abb. 47: Zeigt den experimentell ermittelten Abtragsverlauf der Linsen die mit der halbelliptischen Maske bei Fluenzen von 1 J/cm ² , 3 J/cm ² und 5 J/cm ² , einem Pulsüberlappungsgrad von 97 % und 100 Hz Pulswiederholffrequenz strukturiert wurden	48
Abb. 48: Zeigt den mittleren Krümmungsradius beider Maskengeometrien mit indentischem Pulsüberlappungsgrad von 97 %	49
Abb. 49: Zeigt den direkten Vergleich der Abtragsverläufe beider Masken bei gleichem Pulsüberlappungsgrad und verschiedenen Fluenzen	50
Abb. 50: Zeigt die Abnahme des mittleren Krümmungsradius in Abhängigkeit der Fluenz bei unterschiedlichem Pulsüberlappungsgrad und einer Pulswiederholffrequenz von 150 Hz	51
Abb. 51: Zeigt den theoretisch und experimentell ermittelten Abtragsverlauf der Linsen die mit der Halbkreismaske bei verschiedenen Pulsüberlappungsgraden, einer Fluenzen 2,5 J/cm ² und 150 Hz Pulswiederholffrequenz strukturiert wurden	52
Abb. 52: Zeigt die Anzahl der Flächenelemente in Abhängigkeit des Pulsüberlappungsgrades für die Halbkreismaske.	53
Abb. 53: Zeigt die Abnahme des mittleren Krümmungsradius in Abhängigkeit der Fluenz bei unterschiedlichem Pulsüberlappungsgrad und einer Pulswiederholffrequenz von 150 Hz	53
Abb. 54: Zeigt den experimentell ermittelten Abtragsverlauf der Linsen die mit der halbelliptischen Maske bei verschiedenen Pulsüberlappungsgraden, einer Fluenzen 2,5 J/cm ² und 100 Hz Pulswiederholffrequenz strukturiert wurden	54
Abb. 55: Zeigt den direkten Vergleich der Abtragsverläufe beider Masken bei gleicher Fluenz und verschiedenen Pulsüberlappungsgraden.	55
Abb. 56: Profilschnitt entlang des Linsenscheitels bei einer Linse, die mit einer Fluenz von 2,5 J/cm ² , einem Pulsüberlappungsgrad, einer Pulswiederholffrequenz von 100 Hz mit der Halbkreismaske strukturiert wurde.	56

Abb. 57: Messung der Grenzwellenlänge über mehrere Perioden.....	56
Abb. 58: Oberflächenrauigkeit S_q in Abhängigkeit der Fluenz für verschiedene Pulsüberlappungsgrade bei 200 Hz Pulswiederholfrequenz.	57
Abb. 59: Oberflächenrauigkeit S_q in Abhängigkeit der Fluenz für verschiedene Pulsüberlappungsgrade bei 150 Hz Pulswiederholfrequenz	58
Abb. 60: Oberflächenrauigkeit S_q in Abhängigkeit der Fluenz für verschiedene Pulsüberlappungsgrade bei 100 Hz Pulswiederholfrequenz.	59
Abb. 61: Oberflächenrauigkeit S_q in Abhängigkeit der Fluenz für verschiedene Pulsüberlappungsgrade bei 200 Hz Pulswiederholfrequenz	60
Abb. 62: Oberflächenrauigkeit S_q in Abhängigkeit der Fluenz für verschiedene Pulsüberlappungsgrade bei 150 Hz Pulswiederholfrequenz	61
Abb. 63: Oberflächenrauigkeit S_q in Abhängigkeit der Fluenz für verschiedene Pulsüberlappungsgrade bei 100 Hz Pulswiederholfrequenz	62

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Parameter des Positioniersystem [Mic05]

Tab. 2: Anzahl der Flächenelemente für eine Linsenhälfte bei unterschiedlichem Pulsüberlappingsgrad

Tab. 3: Grenzwellenlängen für die Linsen, die mit der Halbkreismaske strukturiert wurden

Tab. 4: Grenzwellenlängen für die Linsen, die mit der halbelliptischen Maske strukturiert wurden

Formelzeichen

A	Fläche
$A_{\text{Abb.}}$	Abgebildete Maskenfläche auf dem Substrat
b	Breite
d	Abstand vom Linsenscheitelpunkt
E_{Puls}	Laserpulsenergie
f_{P}	Pulswiderholffrequenz
H	Fluenz
H_{S}	Schwellfluenz
I	Intensität
p	Druck
P_{AV}	mittlere Laserleistung
P_{MAX}	maximale Laserleistung
r	Krümmungsradius der Zylinderlinsen
r_{M}	abgebildeter Maskenradius
β	Abbildungsmaßstab
X_{n}	x – Koordinate des Schnittpunktes
y_{puls}	Puls – zu – Puls Distanz
y_{ver}	Verschiebung in y -Richtung
z	Abtragstiefe
α	Absorptionskoeffizient
λ	Wellenlänge
τ_{H}	Pulsdauer
l	Länge der Kreissehne

Abkürzungsverzeichnis

Neben den allgemeingültigen im Duden zu findenden Abkürzungen werden zusätzlich folgende verwendet:

CNC	Rechnergestützte numerische Steuerung (engl. Computerized Numerical Control)
EGY-NGR-Mode	Energiestabiler Modus ohne Gasaustausch (engl. Energy constant-No Gas Replacement-Mode)
EGY-PGR-Mode	Energiestabiler Modus mit teilweisem Gasaustausch (engl. Energy constant-Partial Gas Replacement-Mode)
HV-Mode	Hochspannungsmodus (engl. High Voltage-Mode)
RIE	Reaktives Ionenätzen (engl. Reactive Ion Etching)
UP-Zerspanung	Ultrapräzisionszerspanung
VUV	Vakuum-ultravioletter Wellenlängenbereich (engl. Vakuum Ultra Violett)

1. Einleitung

In der Industrie und Forschung hat die zunehmende Miniaturisierung der letzten Jahrzehnte zur Entwicklung vieler neuer Technologien geführt. Als Folge dieser Entwicklungen konnten sich völlig neue Fachgebiete etablieren. Eines dieser neuen Fachgebiete stellt die Mikrooptik dar. In der Mikrooptik kommen refraktive und diffraktive optische Bauelemente zum Einsatz, deren Abmessungen nur wenige Größenordnungen über der Wellenlänge des mit ihnen wechselwirkenden Lichts liegen. Aufgrund dieser Tatsache stellt die Herstellung von Mikrooptiken eine große Herausforderung dar. Derzeit kommen zur Erzeugung von mikrooptischen Bauelementen im Mikrometerbereich hauptsächlich mechanische Verfahren, wie die Ultrapräzisionszerspanung, zum Einsatz. Für die Generierung kleinerer Abmaße haben sich hingegen auf der Photolithographie basierende Herstellungsverfahren etabliert. Der große Nachteil der mechanischen Verfahren ist, dass die Grenze der maximal möglichen Miniaturisierung erreicht ist. Bei der Photolithographie wirken sich lange Prozessketten, aufwendige Maskenwechsel sowie der hohe Kosten- und Technologieaufwand ebenfalls nachteilig aus. Auf Grund dessen ist die Suche nach einem alternativen Herstellungsverfahren sehr bedeutsam. Mit der Fluorlasermikrostrukturierung wurde ein Verfahren gefunden, das für die Herstellung mikrooptischer Bauelemente eine effektive Alternative ist. Der entscheidende Vorteil des Verfahrens gegenüber der Photolithographie ist, dass für die Erzeugung komplexer Strukturen nur eine Maske verwendet werden muss. Dadurch entfallen aufwendige Maskenwechsel, und es wird eine hohe Flexibilität erreicht. Des Weiteren erlaubt die emittierte Wellenlänge von $\lambda = 157 \text{ nm}$ und die daraus resultierende hohe Photonenenergie, die Strukturierung von Materialien mit großer Energiebandlücke. Zu diesen gehören Kalziumfluorid, Magnesiumfluorid und Quarzglas sowie nahezu alle technischen Gläser, zu den das Borosilikatglas D263T zählt. Diese Materialien können auf Grund ihrer optischen Eigenschaften in der Mikrooptik als Ausgangsmaterial für die Herstellung von Mikrolinsen genutzt werden. Mikrolinsen werden derzeit fast ausschließlich durch photolithographische Prozesse gefertigt, woraus sich die bereits erwähnten Nachteile ergeben. Aus diesem Grund sollen im Rahmen dieser Bachelorarbeit die Fluorlasermikrostrukturierung von Mikrozyylinderlinsen in D263T untersucht werden. Mikrozyylinderlinsen bilden auf Grund ihrer relativ einfachen geometrischen Form einen guten Ausgangspunkt für Grundlagenuntersuchungen auf diesem Gebiet.

1.1. Stand der Technik

Auf dem Gebiet der Mikrostrukturierung von Oberflächen gibt es eine Vielzahl technologischer Verfahren, die heute Anwendung finden. Grundsätzlich lassen sich diese in mechanische, chemische und physikalische Verfahren unterteilen. Sie werden nach dem zu strukturierendem Material, der Größe und Genauigkeit der zu erzielenden Mikrostruktur ausgewählt. Aufgrund dessen kommen sie einzeln oder in Kombination zum Einsatz.

Mechanische Verfahren

Für die mechanische Herstellung von Mikrostrukturen in harten und spröden Werkstoffen, wie Gläsern, haben sich die spanenden Verfahren mit bestimmter, sowie mit unbestimmter Schneide ausgezeichnet. Als Vertreter des Spanens mit bestimmter Schneide ist die Ultrapräzisionszerspanung (UP-Zerspanung) zu nennen. Bei dieser werden mit Hilfe von hochpräzisen Computerized Numerical Control (CNC) -Fräs- und Drehmaschinen flächige Mikrostrukturen für die Mikrofluidik und Mikrooptik hergestellt. Dazu werden Dreh- und Fräswerkzeuge verwendet, deren Abmaße im Mikrometerbereich liegen und deren Schneiden aus monokristallinem Diamant bestehen. Mit diesen lassen sich flächige Strukturen mit Linienrauheiten von 2 nm bis 5 nm und Formgenauigkeiten von 0,1 $\mu\text{m}/\text{mm}$ erzeugen. Zudem ist es ein Fertigbearbeitungsverfahren, wodurch keine Nachbearbeitung mehr erforderlich ist. Nachteil dieses Verfahrens ist, dass sich die Erzeugung von Mikrobohrungen schwierig realisieren lässt. Denn aufgrund der Probleme bei der Spanabfuhr und der Begrenzung des Bohrlochdurchmessers durch die Werkzeugabmaße, stößt das Verfahren hier an seine Grenzen. Ein weiterer Nachteil ist der Verschleiß der Werkzeuge, da es sich nicht, wie bei der Laserbearbeitung, um ein berührungsloses Verfahren handelt [Bli10].

Ein weiteres Verfahren zur mechanischen Mikrostrukturierung ist das Ultraschallschwinglappen. Es handelt sich dabei um ein Abtragsverfahren mit geometrisch unbestimmter Schneide. Dabei überträgt ein Werkzeug, die sogenannte Sonotrode, hochfrequente Schwingungsenergie auf die Läppkörner, die sich auf der Oberfläche des Substrates in einer Suspension befinden. Die dadurch übertragenen Stöße führen zu einer Vielzahl von Mikrorissen an der Substratoberfläche. In der Folge verbinden sich die Risse, lockern kleine Stücke und lösen sie unter Wir-

kung der Suspension aus der Substratoberfläche heraus. Die Summe der einzelnen Abtragungen führt zu einem flächigen Formabtrag. Die dabei verwendeten Frequenzen liegen im Bereich von 20 kHz. Abb. 1 veranschaulicht den Aufbau und das Abtragsprinzip des Ultraschallschwingläppens.

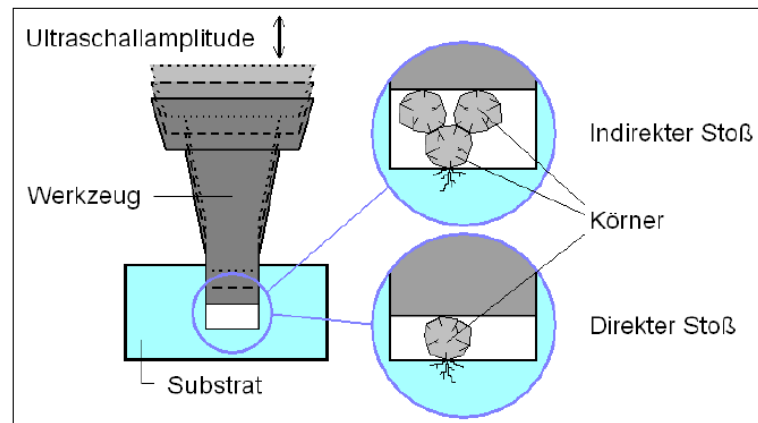


Abb. 1: Schematische Darstellung des Abtragmechanismus bei Ultraschallschwingläppen [Ber09]

Dieses Bearbeitungsprinzip wird auf Grund seines schonenden Materialabtrages zur Strukturierung von mineralischen Gläsern und Kristallen eingesetzt. Durch den Einsatz von Mikrowerkzeugen lassen sich Mikrostrukturen kleiner 100 µm herstellen, die ein relativ hohes Aspektverhältnis besitzen. Die Form der Mikrowerkzeuge bestimmt die Form der Struktur. Aus diesem Grund werden verschiedene Werkzeuge für unterschiedliche Strukturen benötigt. Die Bearbeitung erfolgt grundsätzlich senkrecht zur Werkstückoberfläche. Daraus folgt, dass das Werkstück bzw. das Werkzeug nicht senkrecht zur Bearbeitungsrichtung bewegt werden darf, da dies einen Bruch der Werkzeuge verursachen würde. Aus diesen Gründen ist das Ultraschallschwingläppen im Gegensatz zur Lasermikrobearbeitung sehr unflexibel bei der Herstellung von verschiedenen Strukturen und durch die Abmaße der Sonotroden in den herstellbaren Strukturgrößen begrenzt [Bli10].

Chemische Verfahren

Zur chemischen Mikrostrukturierung von Gläsern kommen hauptsächlich die chemischen Ätzverfahren zum Einsatz. Man unterscheidet grundsätzlich in zwei verschiedene Arten, in das Trockenätzen und in das Nassätzen.

Nassätzen

Unter Nassätzen versteht man den Abtrag von Substratmaterial zur Erzeugung kleinster Strukturen unter Zuhilfenahme von Ätzlösungen. Dabei werden durch Reaktionen der Ätzlösung mit der Festkörperoberfläche Bindungen aufgebrochen. Die dadurch entstehenden Ätzprodukte werden in der Ätzflüssigkeit gelöst und von der Substratoberfläche entfernt, sodass die Ätzlösung kontinuierlich mit der Oberfläche reagieren kann und ein Tiefenabtrag realisiert wird. Um gezielt Mikrostrukturen herzustellen, muss das Substrat mit einer Ätzmaske versehen werden, die nur an ausgewählten Stellen der Oberfläche einen Abtrag zulässt. Erst im Anschluss daran kann die eigentliche Ätzung erfolgen. Das Ätzverhalten der verschiedenen Materialien ist Abhängig von dessen innerer Struktur. Man unterscheidet isotropes und anisotropes Ätzen. Bei amorphen Materialien wie Gläsern findet deshalb immer ein isotroper Ätzabtrag statt, der sich in Form einer Unterätzung der Maske zeigt (Abb. 2). Daraus ergibt sich eine Form- bzw. Geometrieungenauigkeit bei der Mikrostrukturierung von Gläsern, die bei der Lasermikrobearbeitung in dieser Form nicht auftritt. Zudem ist ein hohes Maß an Vor- und Nacharbeit, wie das Aufbringen und Entfernen der Maske, notwendig. Im Gegensatz dazu kommt die Lasermikrobearbeitung ohne eine zusätzliche Beschichtung des zu bearbeitenden Materials auskommt. [Ris11].

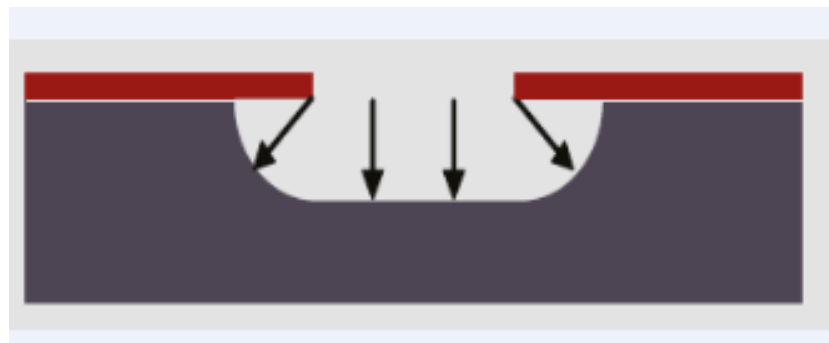


Abb. 2: Links: Isotroper Ätzabtrag; [Ris11]

Trockenätzen (chemisch reaktiv)

Der Prozess des chemisch reaktiven Trockenätzens ist in der Fachliteratur als das sogenannte Plasmaätzen oder reaktives Ionenätzen (RIE) bekannt. Dabei muss das zu ätzende Substrat, z.B. Quarzglas, im Vorfeld, wie beim nasschemischen

Prozess, mit einer ätzresistenten Maske versehen werden. Danach wird es in eine Vakuumkammer gelegt, die evakuiert wird. Im nächsten Schritt wird ein Ätzgas eingelassen und ionisiert bzw. in den Aggregatzustand des Plasmas überführt. Die so gewonnenen Ionen, auch als Radikale bezeichnet, reagieren mit dem Substratmaterial und bilden gasförmige Reaktionsprodukte. Diese werden durch kontinuierliches Abpumpen der Kammer entfernt. Im Gegenzug wird gleichermaßen frisches Ätzgas zugeführt, sodass sich ein Gleichgewicht einstellt und ein permanenter isotroper Ätzabtrag stattfinden kann. Der beschriebene Prozess läuft für gewöhnlich bei Raumtemperatur ab. Als Ätzgase werden meist fluor- oder chlorhaltige Gase verwendet, wodurch speziell ausgekleidete Vakuumkammern zum Einsatz kommen müssen. Zudem muss nach dem Prozess die Kammer gespült und die Prozessabluft gereinigt werden, sodass im Gegensatz zur Laserbearbeitung ein größerer technischer Aufwand betrieben werden muss. [Ris11]

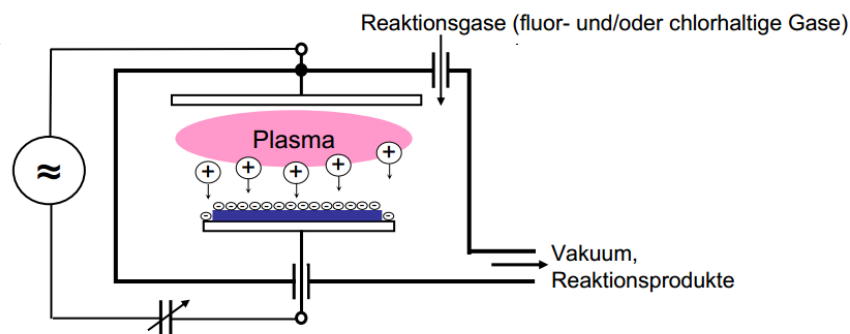


Abb.3: Schematische Darstellung der Ätzkammer [Ris11]

Physikalische Verfahren

Trockenätzen (Kathodenzerstäubung)

Das physikalische Trockenätzen ist der Prozess der Kathodenzerstäubung. Hierbei befindet sich das zu strukturierende Substrat, ähnlich wie beim Plasmaätzen, in einer Vakuumkammer. Diesem wird ein Inertgas zugegeben, das möglichst große und schwere Atome besitzt, wie z. B. Argon. Das Gas wird ionisiert und die positiven Ionen mit Hilfe eines elektrischen Wechselfeldes, dem wiederum ein elektrisches Gleichfeld überlagert ist, auf das Substrat beschleunigt. Die Argonionen schlagen durch die erhaltene hohe kinetische Energie Substratteilchen heraus, wodurch ein Abtrag stattfindet. Die abgetragenen Substratteilchen verbleiben

jedoch in der Kammer und setzten sich an allen Flächen der Kammer ab, da diese nicht in den Gasförmigen Zustand versetzt werden. Durch Variation der Stärke und Polarität des elektrischen Gleichfeldes kann die Abtragsrate eingestellt werden. Es erfolgt ein anisotroper Ätzabtrag. Dieses Verfahren hat gegenüber der Lasermikrobearbeitung einen geringeren Abtrag. Zudem führt eine Bearbeitung mit einem Laser nicht zu einer Grabenbildung, wie in sie in Abb. 4 dargestellt ist. [Ris11]

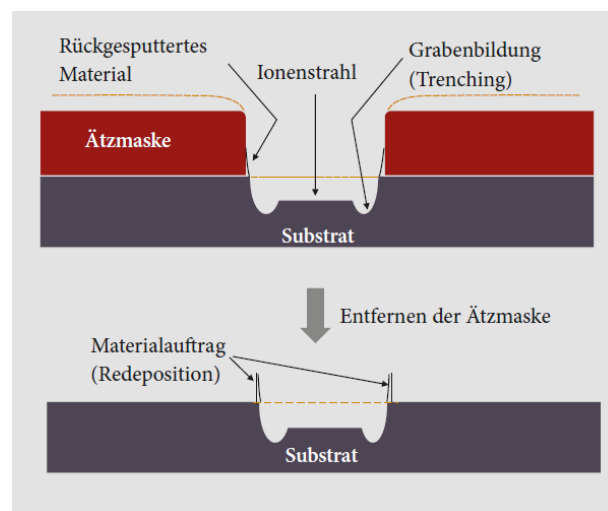


Abb. 4: Anisotropes Abtragsverhalten und Grabenbildung durch Ionenreflexion an Kanten [Ris11]

Ionenstrahlätzen

Das Ionenstrahlätzen ist ein physikalisches Ätzverfahren, das häufig in der Mikrosystemtechnik verwendet wird. Gegenteilig zum Namen des Verfahrens wird der Materialabtrag nicht durch Ionen sondern hauptsächlich durch Atome vorgenommen. Dennoch werden die Gasatome am Anfang ionisiert, um sie in einem elektrischen Feld beschleunigen zu können. Nach der Beschleunigungsphase werden sie wieder neutralisiert (Abb. 5). Dies hat einerseits den Zweck, dass sich der Strahl, aufgrund von coulombschen Abstoßungskräften zwischen den positiven Ionen, nicht weiter aufweitet. Andererseits wird das Substrat nicht statisch aufgeladen, wie es beim Beschuss mit geladenen Teilchen der Fall wäre. Das Abtragsverhalten ist wie bei der Kathodenzerstäubung stark anisotrop und der Prozess findet ebenfalls im Vakuum statt. Als Gas wird hier Argon verwendet. Es lassen sich Aspektverhältnisse von 1:3 [Bro06] herstellen [Ris11]. Die hohe Energie der Atome kann bei der Bearbeitung optischer Gläser zu Veränderungen der optischen Eigenschaften führen. Dies geschieht durch eine durch Teilimplantation der

Atome in das Material. Bei der Lasermikrobearbeitung ist dies nicht der Fall, da hierbei mit Photonen bestrahlt wird.

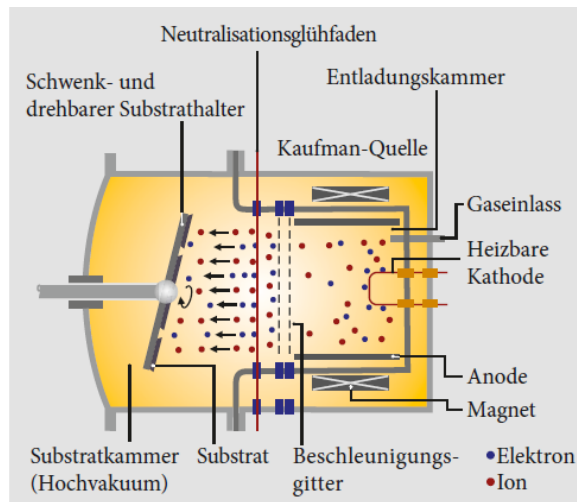


Abb. 5: Schematischer Aufbau einer Ionenstrahlätzanlage[Ris11]

Fluorlasermikrostrukturierung

Die Fluorlasermikrostrukturierung ist ein neuartiges und kaum kommerziell verwendetes Verfahren zur Mikrostrukturierung von Materialien. Der Fluorlaser emittiert eine Wellenlänge von $\lambda = 157 \text{ nm}$. Daraus resultiert eine sehr hohe Photonenenergie, die es erlaubt technische Gläser oder andere Materialien mit einer großen Energiebandlücke zu bearbeiten. Zudem verwendet die Fluorlasermikrostrukturierung das Maskenprojektionsverfahren. Dabei wird der Laserstrahl mit Hilfe einer Maske beliebig geometrisch geformt. Das Ergebnis ist ein Formabtrag auf der Materialoberfläche. Dieser kann zur Erzeugung von beliebig geformten Mikrobohrungen, Flächenabträgen oder dreidimensionalen Strukturen genutzt werden. Durch die Arbeiten von [Ber09] und [Häh06] konnte in den Grundlagenuntersuchungen die Strukturierbarkeit verschiedenster Materialien gezeigt werden, sowie die Herstellung komplexerer Strukturen. In diesem Zusammenhang wurden auch bereits Mikrozyylinderlinsen zu demonstrationszwecken strukturiert. Auf Grundlage dessen konnten in nachfolgenden Arbeiten durch [Pfe11] und [Pfe12] diffraktive optische Elemente und Blaze-Gitter erzeugt werden.

1.2. Aufgabenstellung und Vorgehensweise

Im Rahmen dieser Arbeit wird der Herstellungsprozess zur Erzeugung von Mikrozylinderlinsen in dem Material D263T mit Hilfe der Fluorlasersmikrostrukturierung untersucht. Dabei werden Flächenabträge mit verschiedenen Maskengeometrien bei unterschiedlichen Fluenzen, Pulswiederholfrequenzen und Pulsüberlappungsgraden erzeugt. Im Anschluss daran werden die generierten Strukturen vermessen und hinsichtlich ihrer Linsenform und Oberflächenbeschaffenheit untersucht bzw. ausgewertet. Im Zuge dessen wird die Ermittlung der geeigneten Prozessparameter durchgeführt. Am Ende werden die Ergebnisse der Untersuchungen dokumentiert und eine Zusammenfassung erstellt sowie ein Ausblick auf zukünftige Versuche und Anwendungen gegeben.

2. Grundlagen

2.1. Physikalische Grundlagen

2.1.1. Laserablation

Als Laserablation wird der Abtrag von Material durch die Einwirkung von Laserstrahlung bezeichnet. Die dafür benötigte Energieaufnahme erfolgt durch Absorption der Photonenenergie.

In Festkörpern werden elektromagnetische Wellen im ultravioletten, sichtbaren und im infraroten Spektralbereich von den äußeren Elektronen der Atome absorbiert. Die Energie wird durch die Wechselwirkung der Elektronen mit Phononen an das Gitter weitergeleitet. Die darauffolgende Erwärmung und die Bildung von thermisch induzierten Verspannungen verursachen letztendlich den Materialabtrag. Der Materialabtrag ist damit abhängig von der in einem Volumenelement deponierten Energie. Dementsprechend ist die Abtragstiefe z bzw. die Ablationstiefe von der Fluenz H des Lasers abhängig. Für eine lineare Absorption im Material gilt das Lambert-Beersche Gesetz [Bäu00].

$$H(z) = H_0 \cdot e^{-\alpha z} \quad (2.1)$$

Daraus lässt sich die Abhängigkeit der Abtragstiefe z von der Fluenz H_0 bzw. von der Schwellfluenz H_s ableiten. Die Schwellfluenz ist die Fluenz, ab der ein Materialabtrag stattfindet.

$$z = \frac{1}{\alpha} \cdot \ln \frac{H_0}{H_s} \quad (2.2)$$

Die Fluenz H_0 setzt sich aus der Pulsenergie E_{puls} , die pro Fläche A wirkt oder der mittleren Laserleistung P_{av} zusammen. Diese wird durch die Pulswiederholfrequenz f_p und die Fläche A geteilt wird.

$$H_0 = \frac{E_{\text{puls}}}{A} = \frac{P_{\text{av}}}{f_p \cdot A} \quad (2.3)$$

Die mittlere Laserleistung errechnet sich dann mit:

$$P_{av} = P_{max} \cdot \tau_H \cdot f_p \quad (2.4)$$

Dabei ist P_{max} die maximale Laserleistung und τ_H die Pulsdauer des Laserpulses [Ber09].

2.1.2. Maskenprojektionsverfahren

Beim Maskenprojektionsverfahren wird eine Maske mit einer beliebigen Geometrie in einen homogenisierten Laserstrahl eingebracht. Die Abbildung der Maske wird mit Hilfe eines Linsensystems verkleinert und auf die Materialoberfläche projiziert. An dieser Stelle findet ein Materialabtrag statt.

Aus diesem Grund muss Gleichung (2.3) für das Maskenprojektionsverfahren angepasst werden.

$$H_0 = \frac{Q}{A_{Abb}} = \frac{P_{av}}{f_p \cdot A_{Abb}} \quad (2.5)$$

Das bedeutet, dass die Fluenz H_0 jetzt von der abgebildeten Maskenfläche A_{Abb} abhängig ist. Dabei entspricht die abgebildeten Maskenfläche A_{Abb} dem Quotienten aus der eigentlichen Maskenfläche und dem Quadrat des Abbildungsmaßstabes β des Objektivs der Fluorlasermikrobearbeitungsstation.

2.2. Die Laseranlage

2.2.1. Der F₂ - Laser LPF 220i

Das Lasergerät bildet der Fluorlaser LPF 220i der Firma Coherent (Deutschland) GmbH. Der Fluorlaser emittiert eine Wellenlänge von $\lambda = 157$ nm und besitzt damit eine Photonenenergie von 7,9 eV. Die maximale Pulsenergie beträgt $E_{Puls} = 30$ mJ bei einer maximalen Pulswiederholfrequenz von $f_p = 200$ Hz. Diese ist im Bereich von 1 Hz bis 200 Hz variable. Der Laser hat eine Pulsdauer von $\tau_H = 25$ ns. Die emittierte Wellenlänge liegt im VUV Bereich. Photonen mit dieser Wellenlänge

bzw. Frequenz werden von Sauerstoff absorbiert. Aus diesem Grund ist eine Strahlführung in sauerstofffreier Atmosphäre notwendig. Der Laser kann in drei verschiedenen Betriebsarten betrieben werden. Diese sind der High Voltage Constant - Mode (HV-Mode), der Energy Constant - No Gas Replacement - Mode (EGY-NGR-Mode) und der Energy Constant - Partial Gas Replacement - Mode (EGY-PGR-Mode). Im HV - Mode wird der Laser mit konstanter Entladungsspannung, bis max. 26 kV, betrieben. Bei Verwendung des EGY-NGR-Mode wird die Pulsenergie des Lasers durch die Regelung der Hochspannung konstant gehalten. Im EGY-PGR-Mode wird die Pulsenergie ebenfalls über die Regelung der Hochspannung konstant gehalten. Erreicht die Hochspannung jedoch eine festgelegte Spannungsgrenze, findet in diesem Mode ein teilweiser Gasaustausch statt. In den durchgeführten Versuchen wurde der Laser ausschließlich im HV-Mode betrieben [Lam00].

2.2.2. Strahlführung und Strahlformung

Die Komponenten zur Strahlführung und Strahlformung befinden sich im Strahlengang der Anlage (Abb. 6). Dieser bildet ein gegen Atmosphäre hin abgeschlossenes System und kann mit Hilfe des Gas-/Vakuumsystems bis auf einen Druck von $p < 5 \cdot 10^{-5}$ mbar evakuiert und im Anschluss mit Stickstoff 5.0 befüllt werden.

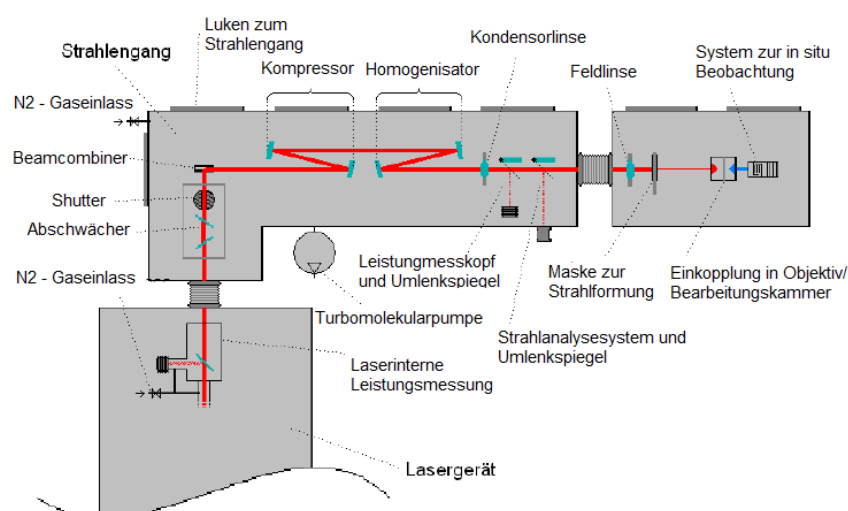


Abb. 6: Strahlengang mit den enthaltenen Komponenten zur Strahlführung und Strahlformung [Ber09]

Strahlabschwächer

Da die Laserleistung über die Regelung der Hochspannung nur grob eingestellt werden kann, kommt zur Feineinstellung der Laserleistung ein Strahlabschwächer zum Einsatz. Das Prinzip basiert auf der Einbringung zweier planparalleler Kalziumfluoridplatten, die direkt im ausgekoppelten Strahl hintereinander positioniert werden. Durch das gegenläufige synchrone Verdrehen der beiden Platten wird der Transmissionsgrad geändert, denn der Transmissionsgrad der Kalziumfluoridplatten ist abhängig vom Einfallswinkel des Laserstrahls. Theoretisch könnte dies auch mit nur einer Platte realisiert werden, aber aufgrund des Strahlversatzes bei der Transmission durch die planparallele Kalziumfluoridplatte, wird jedoch eine zweite benötigt, die diesen Versatz korrigiert (Abb. 8).

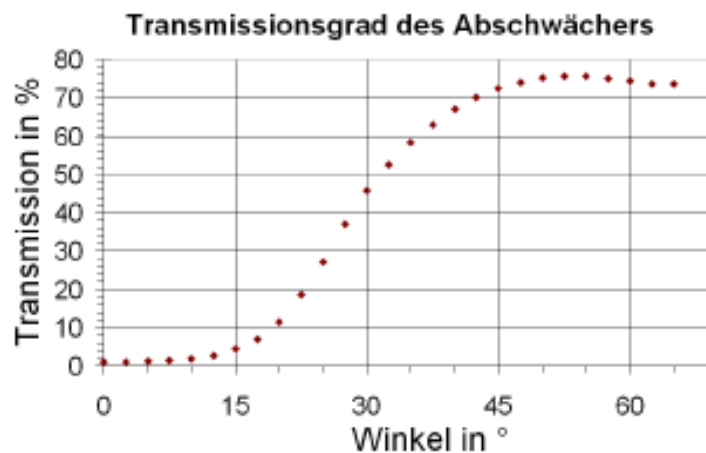


Abb. 7: Transmissionsgrad des Abschwächers in Abhängigkeit der Winkelstellung [Häh06]

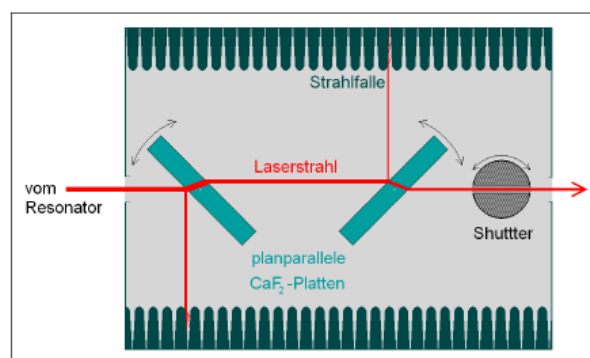


Abb. 8: Schema des Strahlabschwächers [Hän06]

Der Transmissionsbereich des Abschwächers liegt nach [Hän06] zwischen 1 % und 75 %. Die maximale Transmission bzw. die maximale transmittierte Laserlei-

tung, wird bei einem von der Software festgelegten Wert von 55° erreicht. Das Minimum der Transmission hingegen bei 0° . Diese Winkel sind nur in der Software für die maximale und minimale Transmission hinterlegt. Sie stellen nicht den tatsächlichen Winkel der Platten zum Laserstrahl dar.

Beamcombiner und Kompressor

Der Rohstrahl weist nach dem Verlassen des Resonators ein Rechteckprofil mit den Abmessungen 23 mm x 7 mm, sowie Divergenzen von 3 mrad x 1 mrad auf [Hähn06]. Der Beamcombiner zerlegt dieses Rechteckprofil in drei Teile und dreht diese jeweils um 90° . Dazu werden zwei Treppenspiegel verwendet von denen jeder aus drei Teilspiegeln besteht. Dieser Sachverhalt ist in Abb. 9 verdeutlicht.

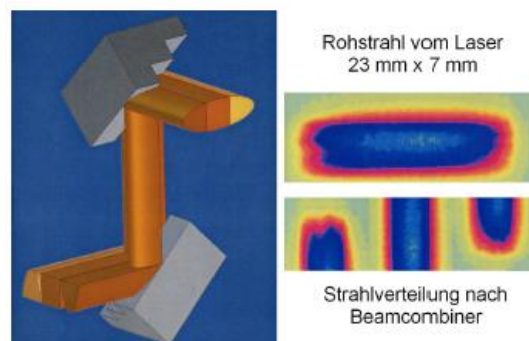


Abb. 9: Schematische Darstellung des Beamcombiners sowie der Strahlverteilung vorher und nachher [3dm05]

Im Anschluss an den Beamcombiner befindet sich der Kompressor. Er besteht aus zwei Zylinderspiegeln, die den Strahl in der x- und z-Richtung komprimieren. Die z-Richtung beschreibt dabei die Ausbreitungsrichtung des Strahls, während die x- und y-Richtung die horizontale und die vertikale Ausdehnung angeben. Durch die Komprimierung entsteht nach dem Kompressor ein Strahlprofil von 14 mm x 14 mm in der x/y-Ebene.

Homogenisator

Der Homogenisator besteht aus zwei Mikrospiegelarrays, wobei jedes einzelne aus 196 Mikrospiegeln mit den Abmessungen von 1 mm x 1 mm besteht. Trifft der komprimierte Strahl auf den Homogenisator, so findet eine, durch die Mikrospiegel bedingte, Durchmischung der Intensitätsverteilung statt. Daraus folgt, dass in einer Entfernung von 800 mm nach dem zweiten Mikrospiegelarray eine räumlich Ho-

mogene Intensitätsverteilung, das sogenannte Top-Hat-Profil, gebildet wird. Dies ist bei dem Maskenprojektionsverfahren, wie es hier zum Einsatz kommt, unerlässlich, da das Ziel ein flächiger und konstanter Abtrag ist.

Kondensor- und Feldlinse

Die Kondensorlinse führt nach dem Homogenisator eine leichte Fokussierung des Strahls durch, der dann auf die Feldlinse trifft. Diese kollimiert den Strahl und sorgt für eine optimale Ausleuchtung der Maske.

Maske

Die Maske befindet sich am Ort des durch den Homogenisator erzeugten homogenen Flecks. Dieser Fleck ist 6 mm x 6 mm groß und gibt damit die maximale Größe der Maskengeometrie vor. Die Maske selbst besteht aus Tantalfolie deren Geometrie mit Hilfe eines Femtosekundenlasers ausgeschnitten wird.

Objektiv

Das Objektiv besteht aus fünf Kalziumfluoridlinsen und besitzt einen Abbildungsmaßstab von 26,67 : 1. Da sich zwischen den Linsen des Objektivs Luft befindet, kann das Objektiv über den Strahlengang evakuiert, und über einen separaten Gasanschluss mit Stickstoff 5.0 gefüllt werden. Unterhalb des Objektivs befindet sich ein Schutzgasdüsensystem. Dieses erzeugt einen Crossjet, der die letzte Linse des Objektivs schützt, einen Schutzgasstrom, der den Laserstrahl radialsymmetrisch umschließt und einen stechenden Strahl, der auf den Bearbeitungsort gerichtet ist.

2.2.3. Bearbeitungskammer

In der Bearbeitungskammer befindet sich das System zur Positionierung des Substrates. Auch sie bildet ein gegen Atmosphäre hin abgeschlossenes System, dass bis auf einen Druck von $1 \cdot 10^{-1}$ mbar evakuiert und mit Stickstoff 5.0 befüllt werden kann.

System zur Substratpositionierung

Die Mikrostrukturierung an dieser Anlage erfolgt mit einem räumlich festen Laserstrahl. Aus diesem Grund wird das Substrat relativ zum Laserstrahl bewegt. Dies

wird mit Hilfe einer Achssysteme der Firma Aerotech Inc. durchgeführt. Sie besteht aus zwei Linearachsen für die x- und y- Positionierung, sowie einer Schrittmotorachse für die z- und ϕ -Positionierung. Die Rotationsachse ϕ wurde jedoch aufgrund der Schwingungen, die sie beim Verfahren der x- und y-Achse ausführte, demontiert und durch eine steife Aluminiumkonstruktion ersetzt, die gleichzeitig die Funktion des Bearbeitungstisches für die Probe erfüllt. Die Parameter des Positioniersystems sind in Tab. 1 aufgezeigt.

	x – Achse ALS20020	y – Achse ALS10020	z – Achse AVS125	Φ – Achse DT 80
Verfahrweg	200 mm	200 mm	25 mm	360 ° endlos
Max. Geschwindigkeit ohne Last	750 mm/s	750 mm/s	50 mm/s	30 °/s
Auflösung	50 nm	50 nm	106 nm	0,001 °
Wiederholgenauigkeit	+/- 0,5 μ m	+/- 1 μ m	+/- 0,75 μ m	0,01 °
Geradheit und Ebenheit	+/- 4 μ m	+/- 4,8 μ m	+/- 5 μ m	+/- 50 μ m
Gewicht	17,5 kg	11 kg	10,5 kg	0,8 kg
Max. Last (horizontal)	70 kg	50 kg	25 kg	2 kg

Tab. 1: Parameter des Positioniersystems [Mic05]

Das Positioniersystem der Anlage hat drei Betriebsarten. Diese sind der schritt-synchrone-, der zeitsynchrone- und der Burst-Mode. Bei Verwendung des schritt-synchronen Modus, verfährt das Positionierungssystem mit einer vorgegebenen Geschwindigkeit und löst an den definierten Positionen, über ein Triggersignal, einen Laserpuls aus. Die Pulswiederholfrequenz berechnet sich damit aus dem Quotienten der Verfahrgeschwindigkeit der Achsen und der Puls-zu-Puls Distanz. Im zeitsynchronen Modus wird die Pulswiederholfrequenz vorgegeben. Damit berechnet sich die Verfahrgeschwindigkeit des Positionierungssystems aus dem Produkt der Pulswiederholfrequenz des Lasers und der gewollten Puls-zu-Puls Distanz. Dieser Modus eignet sich besonders für die Strukturierung von Flächen. Im Burst-Mode wird das Positioniersystem nicht bewegt und der Laser führt die Bearbeitung mit der festgelegten Pulswiederholfrequenz an einem Ort aus. Demzufolge können mit dem Burst-Mode vor allem Bohrungen erzeugt werden.

3. Material und Methoden

3.1. Material

Borosilikatglas D263T

Das verwendete D263T ist ein Dünnglas der Firma SCHOTT AG. Es besitzt mit unter einem Nanometer eine sehr geringe Oberflächenrauigkeit, sehr gute Ebenheit und aufgrund der hohen Reinheit ein sehr klares Erscheinungsbild. Zudem zeichnet es sich durch seine sehr hohe chemische Beständigkeit gegen Säuren und Laugen aus. Das eigens entwickelte Herstellungsverfahren der Firma SCHOTT AG, erlaubt es Glasdicken zwischen 30 μm und 1,1 mm herzustellen. Aus diesen geringen Glasdicken resultiert eine größere Elastizität im Gegensatz zu dickeren Gläsern. Eine weitere Eigenschaft des D263T ist der hohe Transmissionsgrad über einen Wellenlängenbereich von etwa 380 nm bis hin zu 2700 nm. Im Gegensatz dazu, besitzt es unterhalb von ca. 300 nm Wellenlänge einen Transmissionsgrad, der gegen Null geht. Deshalb ist die Bearbeitung des Materials mit dem verwendeten Fluorlaser möglich. Aufgrund der genannten Eigenschaften finden sich Anwendungsmöglichkeiten im Bereich der chemischen Industrie, als Fenster oder Deckgläser, bei Dünnglasanwendungen und Displaygläsern, sowie als Linsenmaterial in optischen Systemen. Das im Rahmen dieser Arbeit untersuchte D263T hat eine Materialdicke von 500 μm .

TRANSMISSION CURVE (1.1 mm)

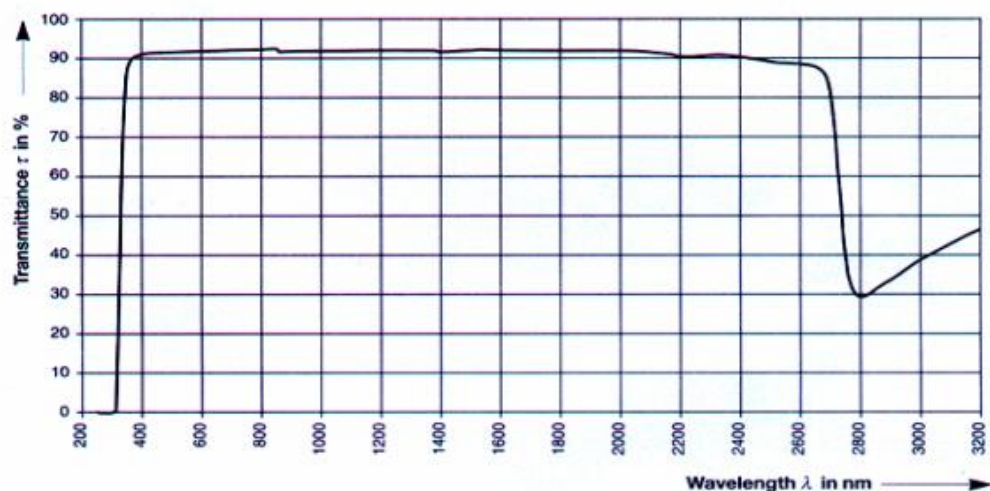


Abb. 10: Transmissionsvermögen von Borosilikatglas D263T von Schott mit 1,1 mm Dicke [Uqg99]

Die Abtragsrate, die Schwellfluenz sowie der Absorptionskoeffizient des D263T wurden in einer vorangegangenen Arbeit [Püs14] ermittelt.

Die Abtragsrate des D263T verhält sich logarithmisch zur Fluenz und kann über das Lambert-Beersche-Gesetz beschrieben werden. Daraus folgt, dass das D263T die Photonen der Laserstrahlung linear absorbiert. In Abb. 11 ist die Abtragsrate für verschiedene Fluenzen dargestellt.

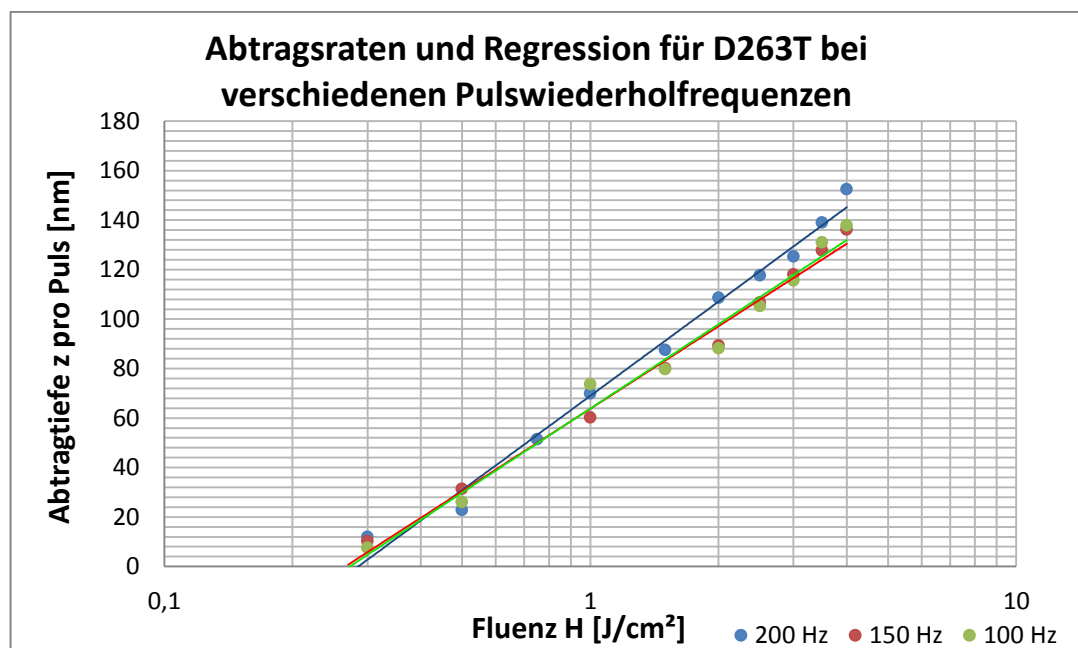


Abb. 11: Abtragsraten in Abhängigkeit der Fluenz bei 100 Hz, 150 Hz und 200 Hz Pulswiederhol frequenz [Püs14]

Die Schwellfluenz H_s des D263T besitzt einen Wert von $0,27 \text{ J}/\text{cm}^2$. Der Absorptionskoeffizient α des D263T wurde über das Lambert-Beersche Gesetz ermittelt. Er hat einen Wert von $20,1 \cdot 10^4 \text{ cm}^{-1}$.

3.2. Methoden

3.2.1. Erzeugung von Flächenabträgen

Die Herstellung von Zylinderlinsen in D263T beruht auf dem Prinzip, einen Flächenabtrag auf der Oberfläche des Materials zu erzeugen. Das allgemeine Prinzip zur Erzeugung eines Flächenabtrages mit dem gepulst betriebenen Fluorlaser, basiert auf einer Aneinanderreihung von Einzelpulsen in zwei Dimension mit definiertem Pulsüberlappungsgrad. Der Pulsüberlappungsgrad ist das Verhältnis der beim Folgepuls bestrahlten Fläche zur gesamt bestrahlten Fläche pro Puls in Bearbeitungsrichtung. In Abb. 12 ist das allgemeine Prinzip zur Herstellung eines Flächenabtrags dargestellt. Dabei kommt eine Quadratmaske zum Einsatz, die einen Flächenabtrag bei einem Pulsüberlappungsgrad von 75 % erzeugt.

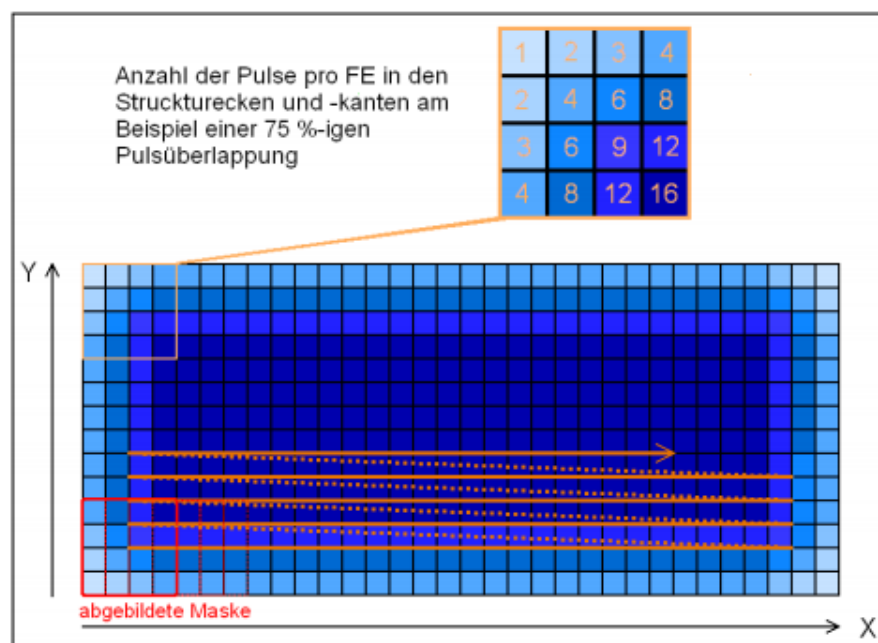


Abb. 12: Prinzipdarstellung eines Flächenabtrages mit einer Maske, die eine quadratische Geometrie besitzt bei einem Pulsüberlappungsgrad von 75 % [Ber09]

Durch den Pulsüberlappungsgrad wird ein Versatz des Substrates pro Puls generiert. Dieser Versatz soll im Folgenden als Puls – zu – Puls – Distanz bezeichnet werden. Nach dem abgebildeten Prinzip, kommt es durch den Pulsüberlappungsgrad zur Entstehung einzelner Flächenelemente, denen eine charakteristische Anzahl von Einzelpulsen zugeordnet werden kann. Je höher die Anzahl an Einzelpulsen, desto mehr Material wird abgetragen. Dadurch kommt es an den Rändern

zu geneigten Kannten und im Kernbereich zu einem gleichmäßigen Abtrag, denn im Kernbereich ist die Anzahl der Einzelpulse pro Flächenelement konstant, während sie an den Rändern nach außen hin abnimmt.

3.2.2. Vorüberlegungen zur Erzeugung von Zylinderlinsen

Um Zylinderlinsen zu erzeugen wurden in dieser Arbeit Flächenabträge mit zwei verschiedenen Masken strukturiert. Die erste Maske besitzt eine Halbkreisgeometrie und die zweite eine halbelliptische Geometrie. Dabei wird das Substrat, wie in Abb. 13 dargestellt, entlang der Maskengeometrie in nur einer Dimension verfahren. Ein Versatz in die zweite Dimension ist nicht erforderlich, da sich die fertige Struktur bereits nach der Bearbeitung in nur einer Dimension ergibt.

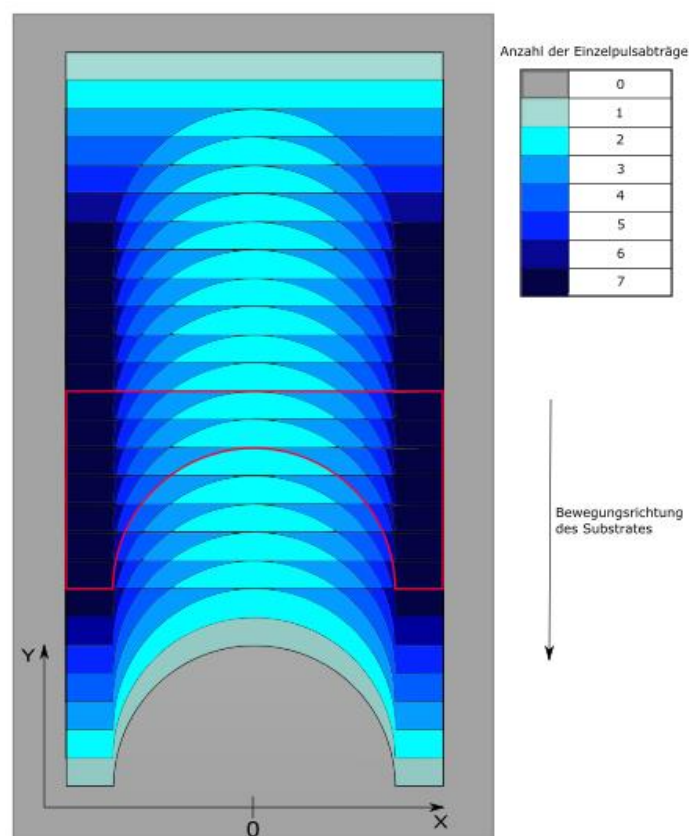


Abb. 13: Prinzipskizze des Abtragsprozess mit einer Halbkreismaske (rot) und den charakteristischen Flächenelementen, die bei 85 % Pulsüberlappungsgrad entstehen.

Anhand dieses Schemas lassen sich im Vorfeld die nachfolgende Erkenntnisse ableiten:

Im Kernbereich ist die Größe der entstandenen Flächenelemente in x-Richtung unterschiedlich ausgeprägt. Das größte Flächenelement der Linsestruktur liegt

auf der Scheitelfläche. Von da aus werden die Flächenelemente in negativer und positiver x-Richtung kleiner, während die Anzahl der Einzelpulse pro Flächenelement ansteigt. Daraus folgt, dass die Krümmung der Linse in Form eines treppenförmigen Abtrags gebildet wird. Die einzelnen Treppenstufen haben alle die gleiche Stufenhöhe, da sich die Anzahl der Einzelpulse zweier benachbarter Treppenstufen nur in einem Puls unterscheiden. Jeder Einzelpuls hat dabei die gleiche Fluenz, woraus ein konstanter Materialabtrag, pro Stufe, folgt. Die Breite der einzelnen Treppenstufen nimmt mit zunehmendem Abstand vom Linsenscheitel ($x = 0$) in die positive und negative x-Richtung ab (Abb. 14).

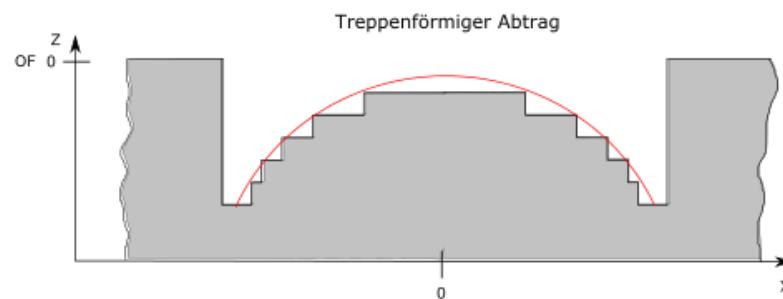


Abb. 14: Charakteristische Treppenstruktur die durch den Pulsüberlappungsgrad erzeugt wird. Die rote Linie zeigt die ideale Linsenform

Der Grund dafür liegt in der Geometrie der Maske, denn durch die Überlappung des Halbkreiselements, der in Abb. 13 verwendeten Maske, entstehen die nach außen hin kleiner werdenden Flächenelemente. Das bedeutet, dass die Anzahl der Flächenelemente mit Erhöhung des Pulsüberlappungsgrad zunimmt. Daraus folgt eine Zunahme der Anzahl der Treppenstufen.

Anhand der gewonnenen Erkenntnisse zeigt sich, dass der Krümmungsradius r der Linse von der Anzahl der Stufen bzw. der Flächenelemente und der Stufenhöhe abhängt. Das heißt, der Pulsüberlappungsgrad und die Fluenz bestimmen den Krümmungsradius der Linse.

3.2.3. Theoretische Untersuchung des Abtragsverlaufes

Um die später erhaltenen Ergebnisse der strukturierten Linsen bewerten zu können, wurde eine theoretische Untersuchung der entstehenden Linsen durchge-

führt. Dabei wurde die in Abschnitt 3.2.4. beschriebene Halbkreismaske verwendet. Der erste Schritt bestand darin, das Überlappungsverhalten der Maske, bei einem Pulsüberlappungsgrad von 95 %, 96 %, 97 %, 98 % und 99 %, zu bestimmen.

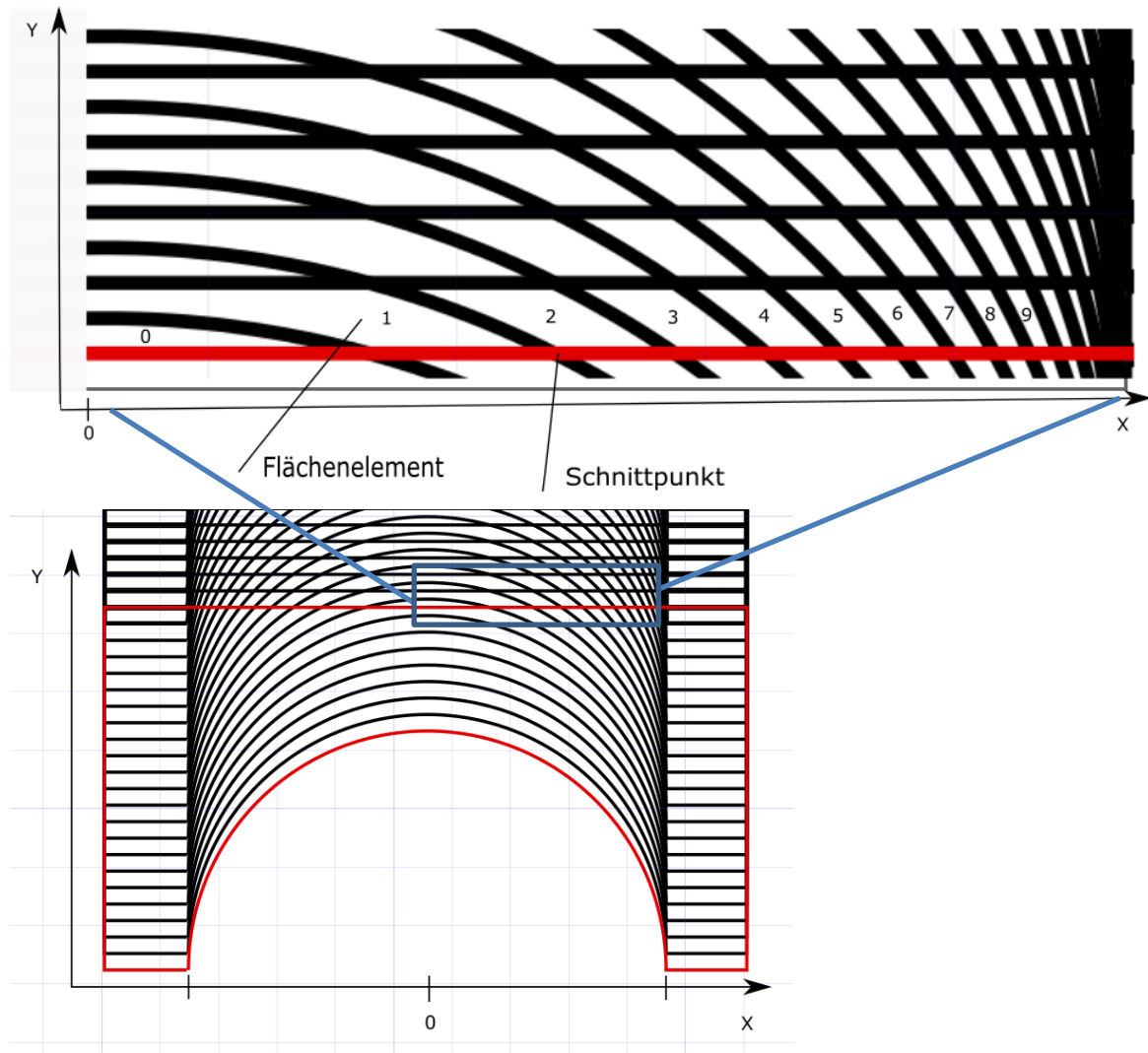


Abb. 15: Halbkreismaske mit 95 % Pulsflächenüberlapp und den charakteristischen Flächenelementen

Dadurch zeigen sich wieder die charakteristischen Flächenelemente. Die einzelnen Flächenelemente können wieder als Stufen angesehen werden. Um die Lage und Breite der Stufen zu ermitteln, sind die x-Koordinaten der Schnittpunkte des Halbkreises mit einer der waagerechten Linien berechnet worden (Abb. 15). Dies erfolgte mit Gleichung (3.1). Dabei ist X_n die x-Koordinate des Schnittpunktes, r_M der Radius des auf dem Substrat abgebildeten Halbkreises, y_{puls} die Puls – zu – Puls Distanz, y_{ver} die Anfangsverschiebung des Halbkreises in y-Richtung zur waagerechten Linie und n ist die Nummer der Stufe bzw. des Flächenelementes ($n = 0, 1, 2, \dots$)

$$X_n = \pm \sqrt{r_M^2 - [r_M - (n \cdot y_{puls} + y_{ver})]^2} \quad (3.1)$$

Die vollständige Herleitung der Gleichung (3.1) ist im Anhang Anl. 7. 1 beschrieben. Die Anzahl der Flächenelemente, die die Linse Formen, sind in Tab. 2 eingetragen.

Tab. 2: Anzahl der Flächenelemente für eine Linsenhälfte bei unterschiedlichem Pulsüberlappungsgrad

Pulsüberlappungsgrad	95 %	96 %	97 %	98 %	99 %
Anzahl der Flächenelement	18	23	30	45	89

Aus Symmetriegründen ist es ausreichend, die Berechnung nur für die positive x-Richtung durchzuführen. Die Breite einer Stufe errechnet sich aus der Differenz der x-Koordinaten zweier benachbarter Schnittpunkte auf einer Linie. Um den einzelnen Stufen eine Abtragstiefe zu geben, ist der Abtrag pro Einzelpuls berechnet wurden. Dies geschah nach Gleichung (2.3). Mit Hilfe der berechneten Stufen und dem Abtrag pro Stufe bzw. der Stufenhöhe war es möglich für die verschiedenen Pulsüberlappungsgrade und Fluenzen den Abtragsverlauf zu berechnen und in Form eines Diagramms darzustellen.

3.2.4. Teststrukturen und verwendete Masken

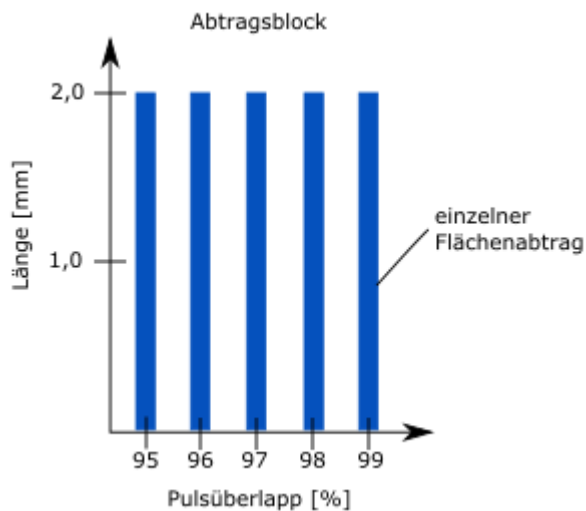


Abb. 16: Abtragsblock mit den einzelnen Flächenabträgen bei unterschiedlichem Pulsüberlapp

Für die Generierung eines Flächenabtrags, der eine Zylinderlinse entstehen lässt, ist es von großer Bedeutung, das Verhalten des Pulsflächenüberlapp, der Fluenz, der Maskengeometrie und der Pulswiederholffrequenz zu untersuchen. Aus diesem Grund wurden Teststrukturen in Form von Abtragsblöcken erstellt. Jeder Block besteht dabei aus einzelnen Flächenabträgen, die eine Länge von 2 mm besitzen. Die einzelnen Flächenabträge haben wiederum einen

unterschiedlichen Pulsflächenüberlapp, der in ein Prozent Schritten von 95 % bis 99 % variiert (Abb. 16). Der Pulsflächenüberlapp ist absichtlich sehr groß gewählt worden, da möglichst viele Flächenelemente entstehen sollen, die die Linse formen und die Oberflächenrauigkeit reduzieren. Jeder Abtragsblock wurde bei einer konstanten Fluenz erzeugt. Um den Einfluss der Fluenz zu untersuchen, mussten deshalb mehrere nebeneinander liegende Abtragsblöcke mit unterschiedlichen Fluenzen hergestellt werden (Abb. 17). Das gewählte Fluenzintervall pro Abtragsblock beträgt 0,5 J/cm². Es wurde immer bei einer Fluenz von 1 J/cm² begonnen, da aus Voruntersuchungen hervorgeht, dass erst ab dieser Fluenz, ein homogener Abtrag des Materials über die gesamte abgebildete Maskenfläche gewährleistet ist. Zur Bestimmung des Einflusses der Pulswiederholffrequenz auf die Flächenabträge, sind die vorangegangenen Schritte bei unterschiedlichen Pulswiederholffrequenzen durchgeführt werden. Dabei lagen die untersuchten Pulswiederholffrequenzen bei 100 Hz, 150 Hz und 200 Hz.

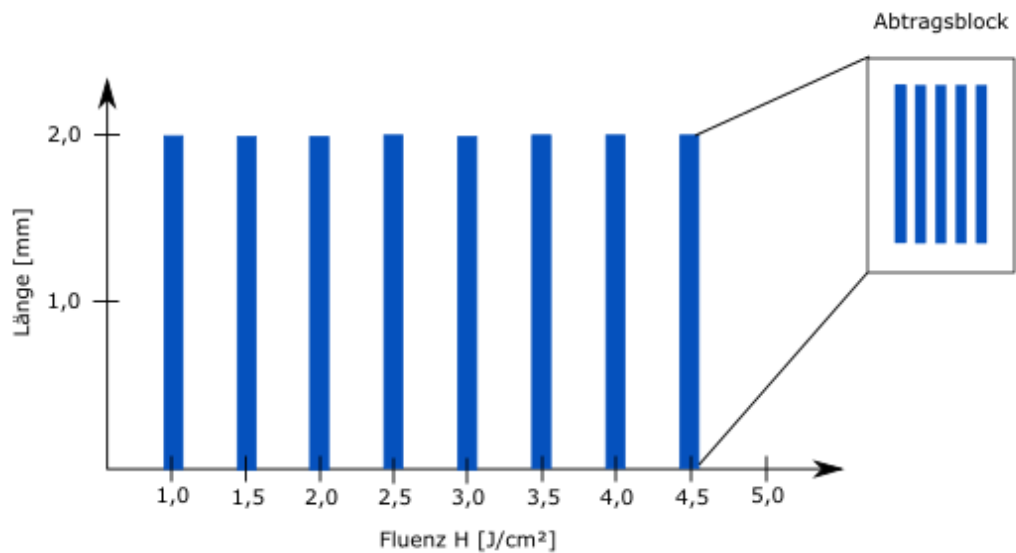


Abb. 17: Abtragsblöcke bei unterschiedlichen Fluenzen und konstanter Pulswiederholfrequenz

Der Grund für die Variation der Pulswiederholfrequenz liegt in der damit verbundenen Änderung der Bearbeitungsgeschwindigkeit bzw. in der Verfahrensgeschwindigkeit der Achsen begründet. Denn es wurde mit dem zeitsynchronen Mode des Positioniersystems gearbeitet. Zudem sind die Schwankungen der Fluenz bei niedrigen Pulswiederholfrequenzen geringer.

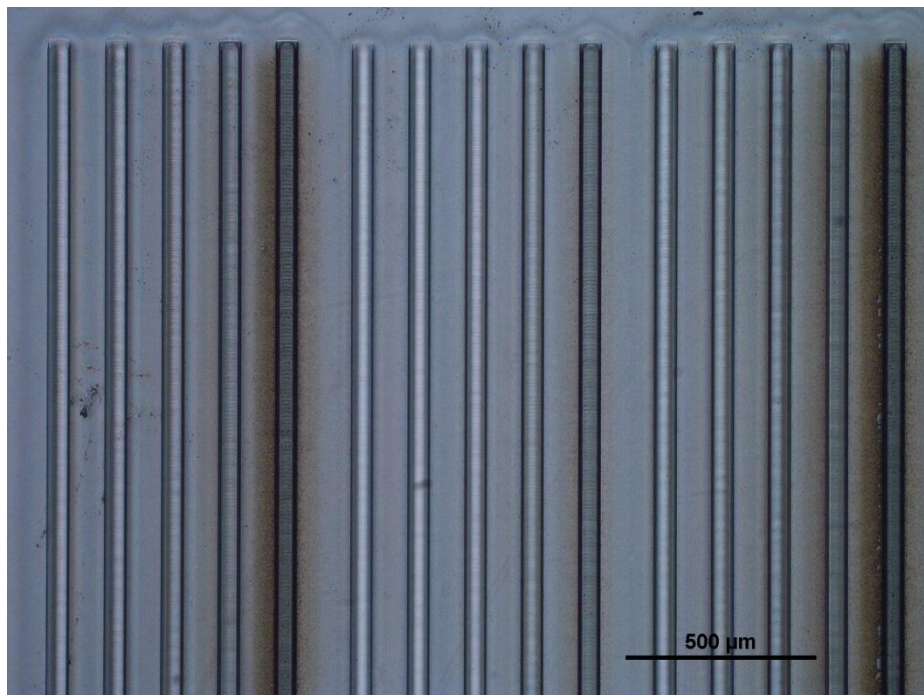


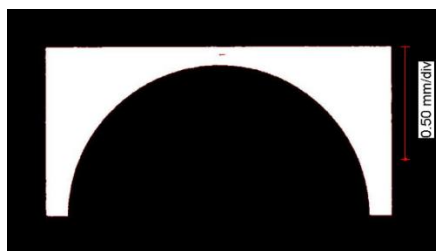
Abb. 18: Zeigt drei nebeneinander liegende Abtragsblöcke die mit einer Fluenz von 2,0 J/cm², 2,5 J/cm², und 3,0 J/cm² (von links nach rechts) die bei 200Hz Pulswiederholfrequenz strukturiert wurden.

Verwendete Masken

Für die Untersuchung des Einflusses der Maskengeometrie wurden zwei verschiedene Masken verwendet, die speziell für diesen Zweck konstruiert und angefertigt wurden. Die Masken sind so konzipiert, dass der Flächenabtrag eine Zylinderlinse entstehen lässt, die eine Breite von 50 μm besitzt.

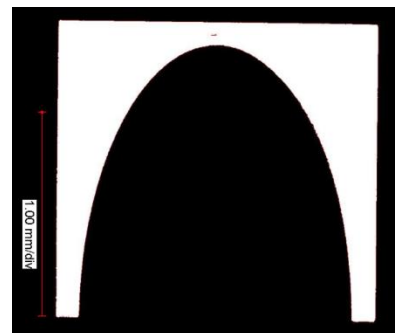
Maske 1

Halbkreismaske



Maske 2

halb elliptische Maske



3.2.5. Vermessung der generierten Linsenstrukturen

Die Vermessung der erzeugten Flächenabträge hinsichtlich ihrer lateralen Abmaße, der erreichten Abtragtiefe, der Linsenform und der Oberflächenrauigkeit, erfolgte mit Hilfe eines Konfokalmikroskops der Firma Confovis GmbH und der digitalen Mikroskopie. Bei der Vermessung mit dem Konfokalmikroskop ergab sich ein Problem. Die Aufnahmen des Mikroskops werden mit einer monochromatischen Lichtquelle gemacht, die eine Wellenlänge von 535 nm besitzt. Das D263T besitzt in diesem Wellenlängenbereich einen sehr hohen Transmissionsgrad, der mit einem Wert von über 90 % bei senkrechtem Einfall liegt. Das heißt, der Reflexionsgrad liegt bei senkrechtem Einfall unter 10 %. Das Messprinzip des Mikroskops beruht aber gerade auf dem reflektierten Anteil des Lichtes, der für die Auswertung bzw. für die Bildgebung verwendet wird. Für senkrecht zur Einfallsrichtung liegende Flächen ist der Reflexionsgrad noch groß genug, um ein Bild entstehen zu lassen. Doch durch die Linsenstruktur der Flächenabträge liegt eine gekrümmte Fläche vor, deren Reflexionsgrad zu gering ist, um ein Bild entstehen zu lassen.

Aus diesem Grund musste der Reflexionsgrad der Probe erhöht werden, da sonst keine Vermessung der gekrümmten Flächen zustande kommen konnte. Dem entsprechend wurde die Probe mittels Sputter-Verfahren mit einer ca. 30 nm bis 40 nm dicken Goldschicht beschichtet. Diese Goldschicht erhöht den Reflexionsgrad auf rund 21 %. Dadurch wird eine Vermessung der gekrümmten Flächen möglich. Die Goldschicht verändert die Form und die Oberflächenbeschaffenheit der Flächenabträge nicht. Sie lässt sich auch rückstandsfrei und ohne Beschädigungen der Oberfläche der Probe mit Königswasser entfernen. Damit ist die Beschichtung mit Gold eine geeignete Lösung, um die Vermessung der Flächenabträge im D263T mittels Konfokalmikroskops zu realisieren.

3.2.6. Vorgehensweise bei der Auswertung der Messergebnisse

Bestimmung der Linsenform und Linsenkrümmung

Zur Auswertung der gemessenen Flächenabträge wurden die vom Konfokalmikroskop erzeugten dreidimensionalen Punktwolken herangezogen. Anhand dieser lassen sich mit Hilfe der Software Mountains Map Profilschnitte erzeugt (siehe Abb. 20).

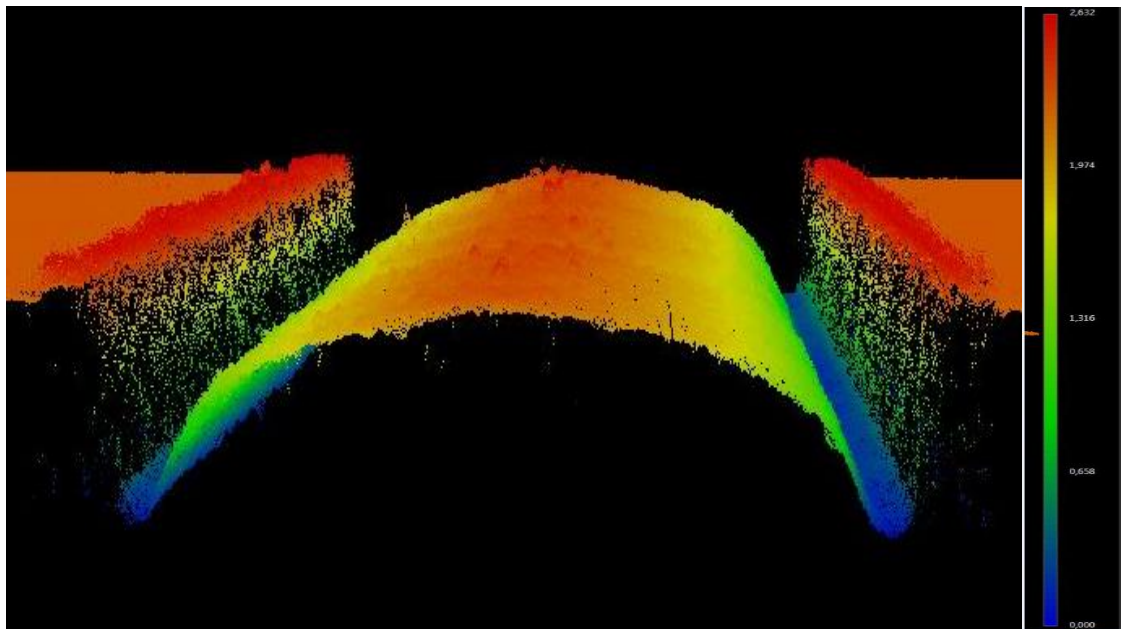


Abb. 19: Dreidimensionale Punktwolke eines Flächenabtrages, der bei $3,0 \text{ J/cm}^2$, 97 % Pulsflächenüberlapp und bei 200 Hz Pulsfrequenz mit der Halbkreisemaske erzeugt wurde.

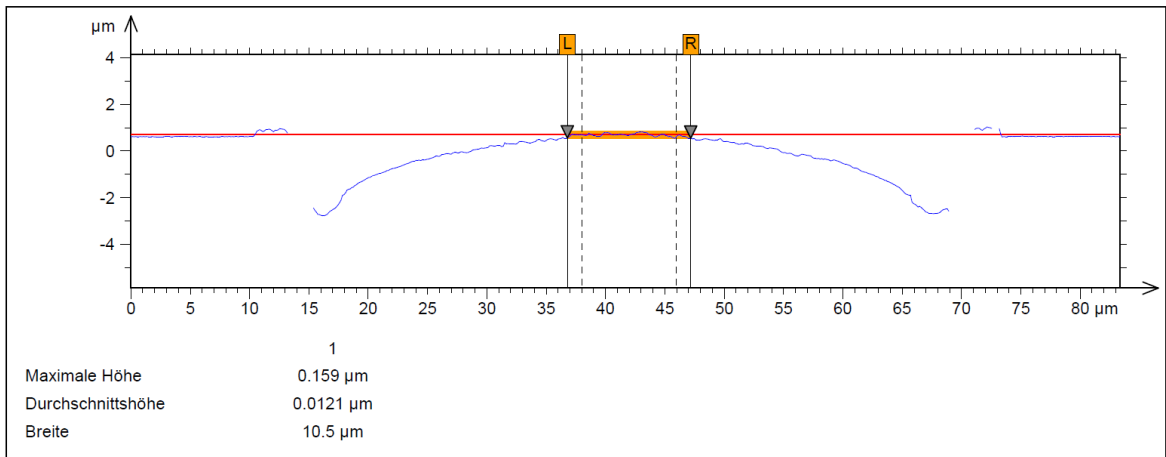


Abb. 20: Schnittprofil einer dreidimensionalen Punktwolke in x – Richtung.

Diese Profilschnitte wurden in x-Richtung zu den Flächenabtrügen erzeugt. Mit Hilfe der Profilschnitte konnte die Krümmung der Linsenfläche gemessen werden. Dabei wurde an mehreren Punkten auf der Oberfläche der Krümmung die Abtragtiefe und der Abstand in x-Richtung vom Linsenscheitelpunkt gemessen. Mit diesen Messwerten war es möglich, für jeden Messpunkt den Krümmungsradius r zu ermitteln. Zur Berechnung der Krümmungsradien wurde Gleichung (3.2) verwendet, die aus der Beziehung im Kreissegment hervorgeht. Dabei ist z die Abtragtiefe eines Messpunktes und d der Abstand eines Messpunktes vom Linsenscheitel. Aus Symmetriegründen ist die Kreissehne $l = 2d$.

$$r = \frac{4z^2 + l^2}{8z} = \frac{1}{2} \left(z + \frac{d^2}{z} \right) \quad (3.2)$$

Die berechneten Krümmungsradien wurden im Anschluss für verschiedene Fluenzen und unterschiedliche Pulsüberlappungsgrade untereinander sowie mit den Ergebnissen der theoretischen Berechnungen verglichen. Die gewonnenen Abhängigkeiten von den einzelnen Parametern wurden in Diagrammen dargestellt.

Bestimmung der Oberflächenrauigkeit

Die Oberflächenrauigkeit der strukturierten Zylinderlinsen wurde ebenfalls mit dem Konfokalmikroskop bestimmt. Dabei wurde die quadratische mittlere Oberflächenrauigkeit S_q nach der EN ISO 25178 ermittelt.

3.2.7. Reinigungsverfahren nach der Strukturierung

Die erzeugten Strukturen wurden vor der Auswertung unter dem Mikroskop einer Reinigung unterzogen. Die Reinigung ist erforderlich, da sich während des Abtragsprozess Debris bildet. Durch das Debris auf der Oberfläche der Probe, würden die Messergebnisse verfälscht werden. Jede Probe wurde deshalb im Ethanol-Ultraschallbad gereinigt. Wahlweise kam nach der Reinigung im Ultraschallbad noch eine Reinigung mit Zelluloseacetat hinzu.

4. Ergebnisse und Diskussion

4.1. Ergebnisse der theoretischen Berechnungen

Die Berechnungen des Abtragsverhaltens wurden bei Fluenzen von 1 J/cm^2 bis 6 J/cm^2 durchgeführt. Der Pulsüberlappungsgrad wurde von 95 % bis 99 % in ein - Prozent-Schritten variiert.

4.1.1. Allgemeine Betrachtung des Abtragsverhaltens

Anhand der durchgeführten Berechnungen, ist es möglich den stufenförmigen Abtragsverlauf graphisch in einem Diagramm darzustellen. In Abb. 21 ist der Abtragsverlauf für einen Pulsüberlappungsgrad von 95 % und einer Fluenz von 1 J/cm^2 dargestellt.

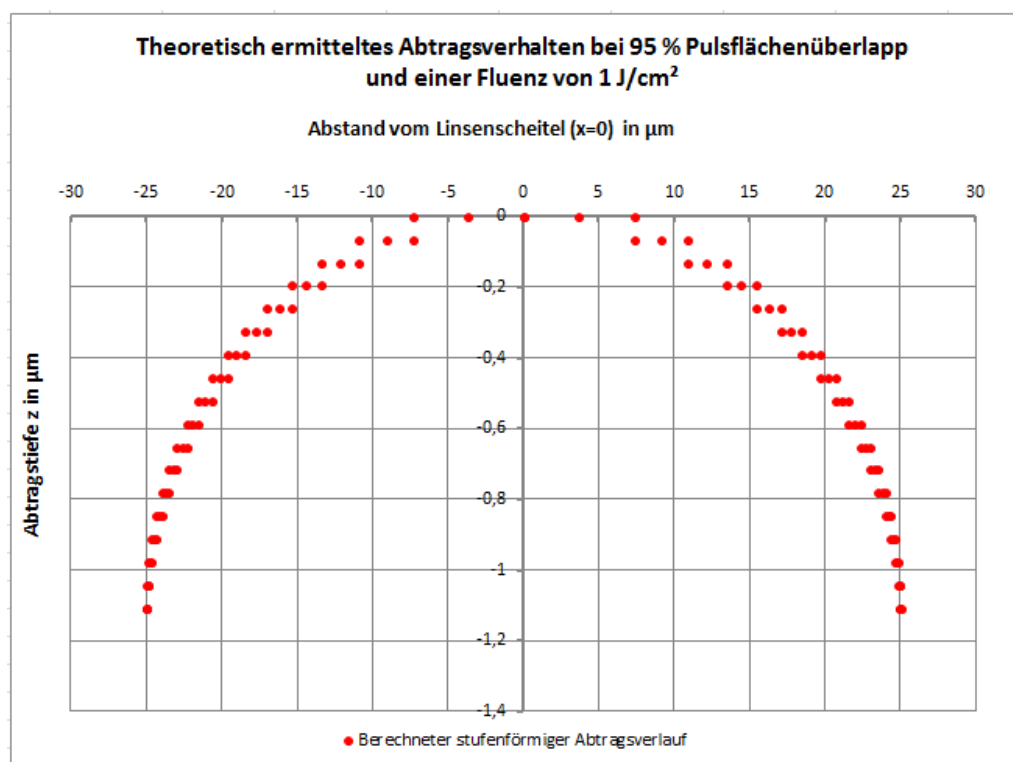


Abb. 21: Stufenförmiger Abtragsverlauf einer Linse mit 95 % Pulsüberlappungsgrad bei einer Fluenz von 1 J/cm^2 .

Dabei zeigen die roten Punkte die einzelnen Stufen, die die Linse formen. Pro Linsenhälfte sind das bei 95 % Pulsüberlappungsgrad 18 Stufen (siehe Tab. 2). Es lässt sich gut erkennen, dass die Breite der Stufen mit zunehmendem Abstand vom Linsenscheitel kleiner wird. Das ist eine Folge des Pulsüberlapp der Halb-

kreismaske, wie schon in Abb. 13 zu sehen war. Der Linsenscheitel wird durch die 0. Stufe gebildet, die auch gleichzeitig die größte Breite besitzt. Aus diesem Grund ist der Linsenscheitel auch kein Punkt, er besitzt eine Ausdehnung und ist deshalb als Plateau geformt. Die Breite des Plateaus ist ebenfalls vom Pulsüberlappungsgrad abhängig. Denn wenn dieser steigt, werden die einzelnen Stufen schmäler. Im Gegenzug nimmt die Anzahl der Stufen zu. In Abb. 22 ist der Abtragsverlauf bei 99 % Pulsüberlappungsgrad bei einer Fluenz von 1 J/cm^2 dargestellt.

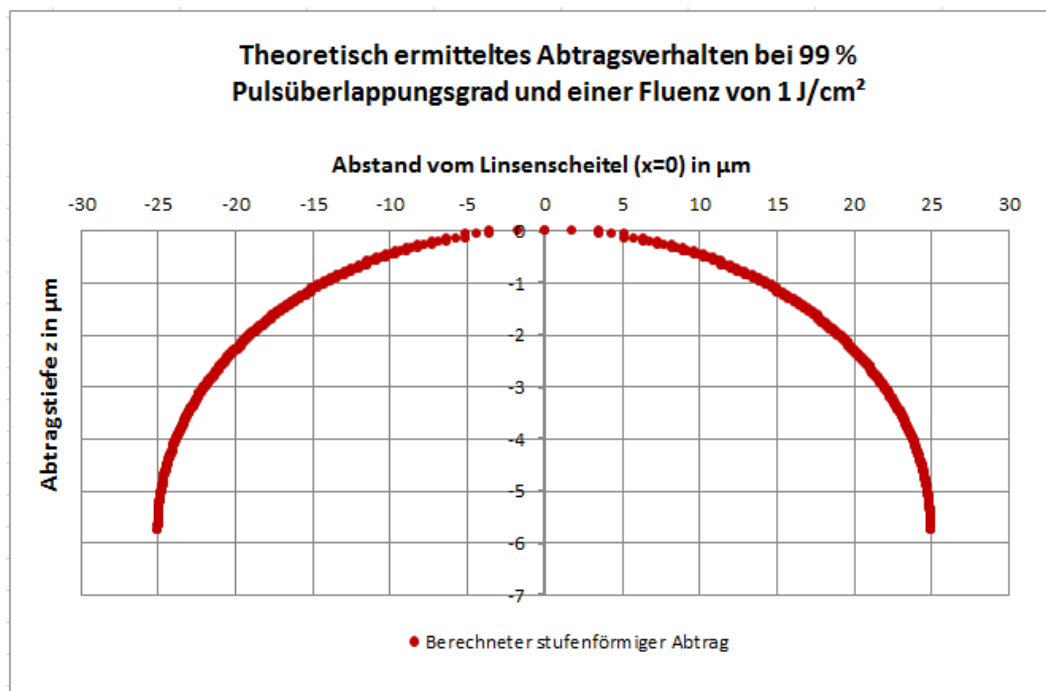


Abb. 22: Stufenförmiger Abtragsverlauf einer Linsenstruktur mit 99 % Pulsüberlappungsgrad bei einer Fluenz von 1 J/cm^2

Es ist deutlich zu sehen, dass die Anzahl der Stufen gegenüber der Abb. 21 gestiegen ist und die einzelnen Stufen schmäler geworden sind. Das zeigt sich auch am Linsenscheitel, denn das Plateau hat eine geringere Breite als bei 95 % Pulsüberlappungsgrad.

Um die Form der Linsen bewerten zu können ist es sinnvoll die Krümmungsradien der einzelnen Stufen zu betrachten. Aufgrund der Breite der einzelnen Stufen ist der Krümmungsradius pro Stufe nicht konstant, da sich der Abstand zu Linsenscheitel entlang einer Stufe ändert, aber die Abtragstiefe gleich bleibt. In Abb. 23 ist dieser Sachverhalt schematisch dargestellt. Dabei sind die Abstände a,

b und c die jeweiligen Abstände vom Linsenscheitel zum Stufenanfang, zur Stufenmitte und zum Stufenende.

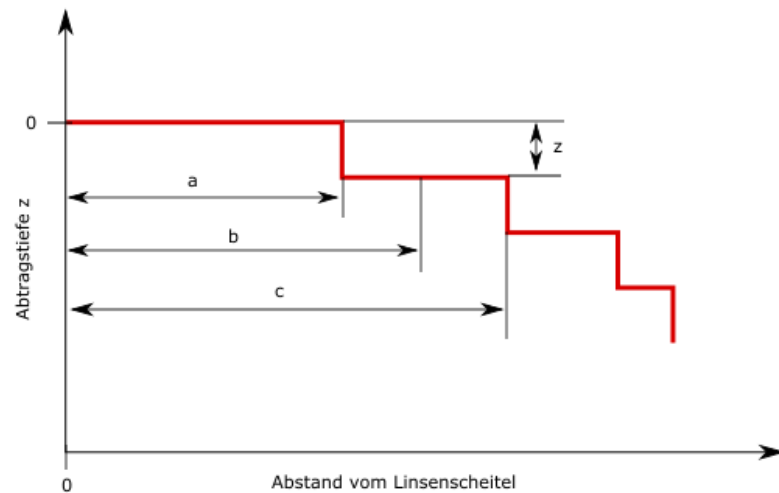


Abb. 23: Schematische Darstellung des stufenförmigen Abtragsverlaufs und den Abständen einer Stufe zu Linsenscheitel. Dabei ist a die Distanz zum Stufenanfang, b zur Stufenmitte und c zum Stufenende

Daraus folgt, dass der Krümmungsradius am Anfang jeder Stufe kleiner ist, als am Stufenende. Bei der Berechnung der Krümmungsradien jeder Stufe nach Gleichung (3.2), wurde deshalb in drei Fälle unterschieden. Im ersten Fall wurden die einzelnen Krümmungsradien am Stufenanfang bestimmt, im zweiten Fall in der Stufenmitte und als letztes am Stufenende. Dabei ist die nullte Stufe, die das Plateau bildet, nicht mit einbezogen wurden, da an dieser Stelle kein Abtrag stattfindet und sich damit kein Krümmungsradius berechnen lässt. Die berechneten Krümmungsradien lassen sich in Abhängigkeit des Abstandes darstellen. Die Abb. 24 zeigt dieses Verhalten. Anhand der dargestellten Krümmungsradien kann gezeigt werden, dass diese in keinem der betrachteten Fälle konstant verlaufen. Mit zunehmendem Abstand nähern sich die einzelnen Krümmungsradien an und sind beim Erreichen des maximalen Abstandes von $25\text{ }\mu\text{m}$ gleich. Dieses Verhalten begründet sich in der Verringerung der Stufenbreite mit zunehmendem Abstand vom Linsenscheitel. Dieses kann unabhängig von der Fluenz und vom Pulsüberlappungsgrad bei allen durchgeführten Berechnungen beobachtet werden. Daraus folgt, dass die Herstellung von perfekten sphärischen Zylinderlinsen mit der Halbkreismaske nach den Ergebnissen der Berechnungen nicht möglich ist.

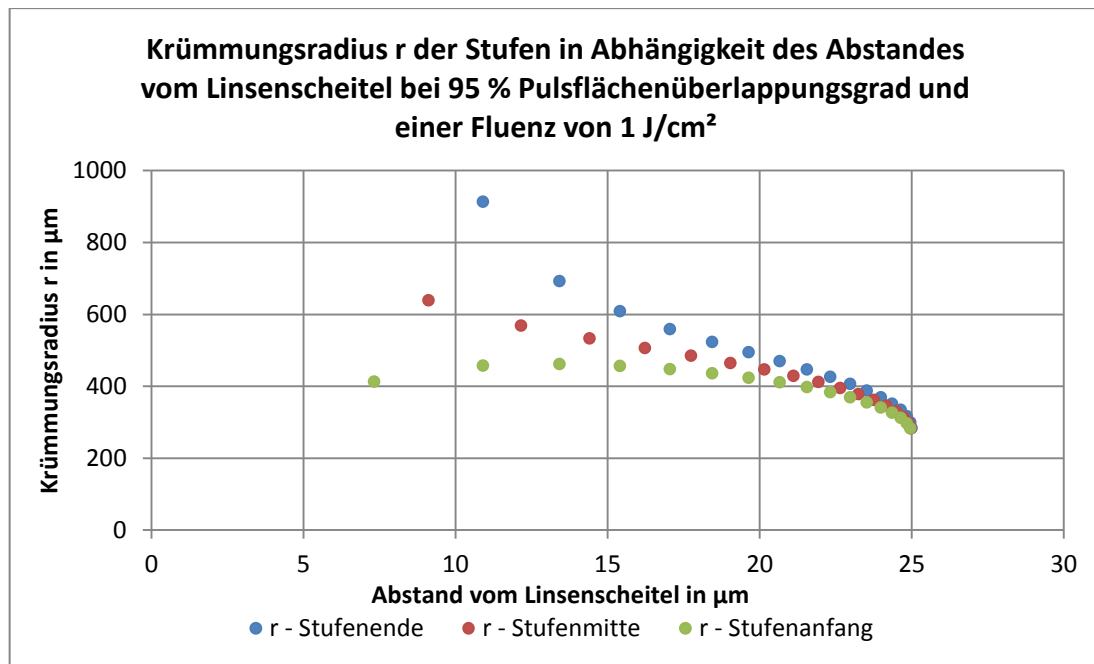


Abb. 24: Zeigt den Verlauf der Krümmungsradien von Stufenanfang, Stufenmitte und Stufenende in Abhängigkeit zum Abstand vom Linsenscheitel

Um zu zeigen wie weit die Form von einer Sphäre abweicht wurde ein mittlerer Krümmungsradius eingeführt. Dieser ist das arithmetische Mittel der am Stufenende ermittelten Krümmungsradien, also der für den schlechtesten Fall betrachtete. Wird dieser Krümmungsradius an allen Stellen als konstant angenommen und in die Abbildung 23 eingetragen ergibt sich folgende Abbildung.

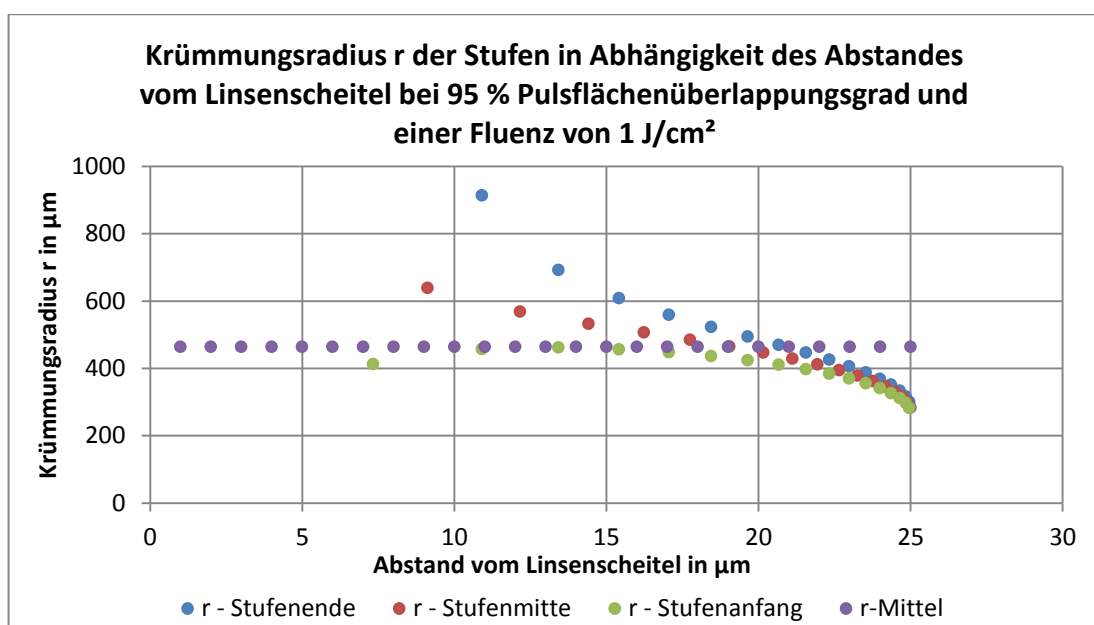


Abb. 25: Zeigt den Verlauf der Krümmungsradien von Stufenanfang, Stufenmitte, Stufenende und des mittleren in Abhängigkeit zum Abstand vom Linsenscheitel

Der mittlere Krümmungsradius ist als Gerade dargestellt. Er liegt bis zu einem Abstand von ca. 21 μm zwischen den berechneten Krümmungsradien der Stufen. Ab einem Abstand von $> 21\mu\text{m}$ liegt er außerhalb. Das heißt, im ersten Bereich liegen die Punkte des berechneten mittleren Krümmungsradius noch auf den Stufen des Abtragsverlaufs, aber, im letzten Bereich nicht mehr. Um diesen Sachverhalt etwas deutlicher zu machen werden die Punkte des mittleren Krümmungsradius in den Abtragsverlauf eingezeichnet.

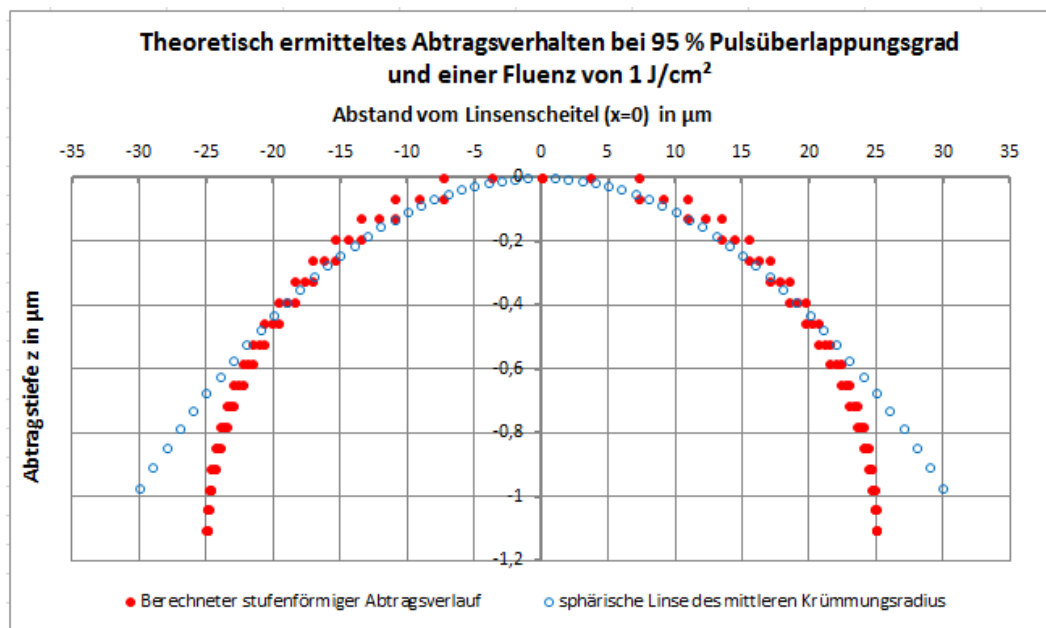


Abb. 26: Stufenförmiger Abtragsverlauf einer Linsenstruktur mit 95 % Pulsüberlappungsgrad bei einer Fluenz von 1 J/cm^2 mit eingezeichnetem sphärischen Verlauf den der mittlere Krümmungsradius beschreibt.

Dabei ist zu sehen, dass der mittlere Krümmungsradius bis zu einem Abstand von ca. 21 μm näherungsweise mit dem Abtragsverlauf übereinstimmt. Bei einem Abstand von $> 21 \mu\text{m}$ knickt der Abtragsverlauf stark vom mittleren Krümmungsradius ab. Der Grund für das Abknicken kann anhand des Verhältnisses zwischen der Abtragstiefe pro Puls und der Stufenbreite erklärt werden. Denn dieses Verhältnis steigt näherungsweise linear bis zu einem Abstand von rund 21 μm vom Linsenscheitel an. Danach zeigt es einen starken Anstieg, der nichtlinear verläuft. Dieser nichtlineare Verlauf sorgt für das Abknicken des Abtragsverlaufs. Das heißt die Stufen sind so schmal und dicht aneinander, dass nur noch ein Abtrag in die Tiefe stattfindet und nicht mehr in die Breite.

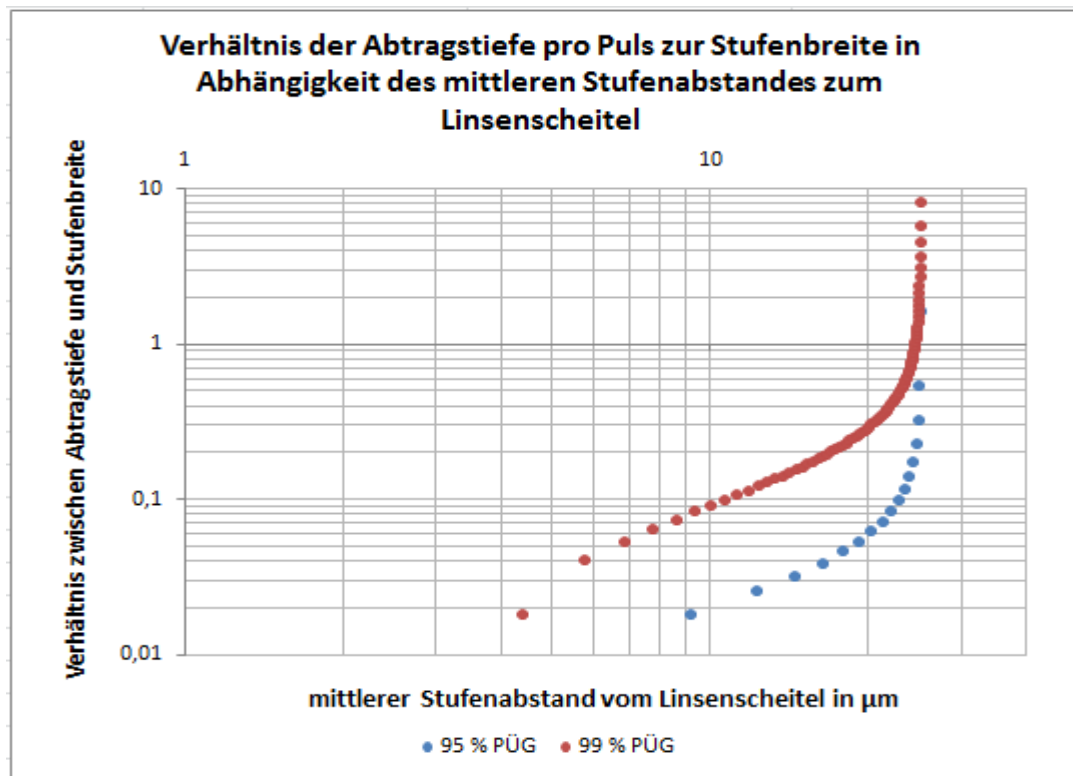


Abb. 27: Zeigt den Verlauf des Verhältnisses zwischen Abtragstiefe z und Stufenbreite in Abhängigkeit des mittleren Stufenabstandes bei einem Pulsüberlappungsgrad von 95 % und 99 %

4.1.2. Linsenform in Abhängigkeit der Fluenz

Der Einfluss den die Fluenz auf die Linsenform hat, kann auch anhand der Berechnungen gezeigt werden. Demnach nimmt die Krümmung der Linsenform zu. Das heißt, die Krümmungsradien werden mit Erhöhung der Fluenz kleiner. Die Abb. 28 zeigt das Abtragsverlauf bei verschiedenen Fluenzen und konstantem Pulsüberlappungsgrad. Da die Fluenz erhöht wird nimmt auch der Abtrag pro Stufe bzw. pro Puls zu. Dies hat zur Folge, dass der Gesamtabtrag der Linsenstruktur steigt. Dementsprechend nimmt die Krümmung der Linse zu. Das heißt die Krümmungsradien werden kleiner.

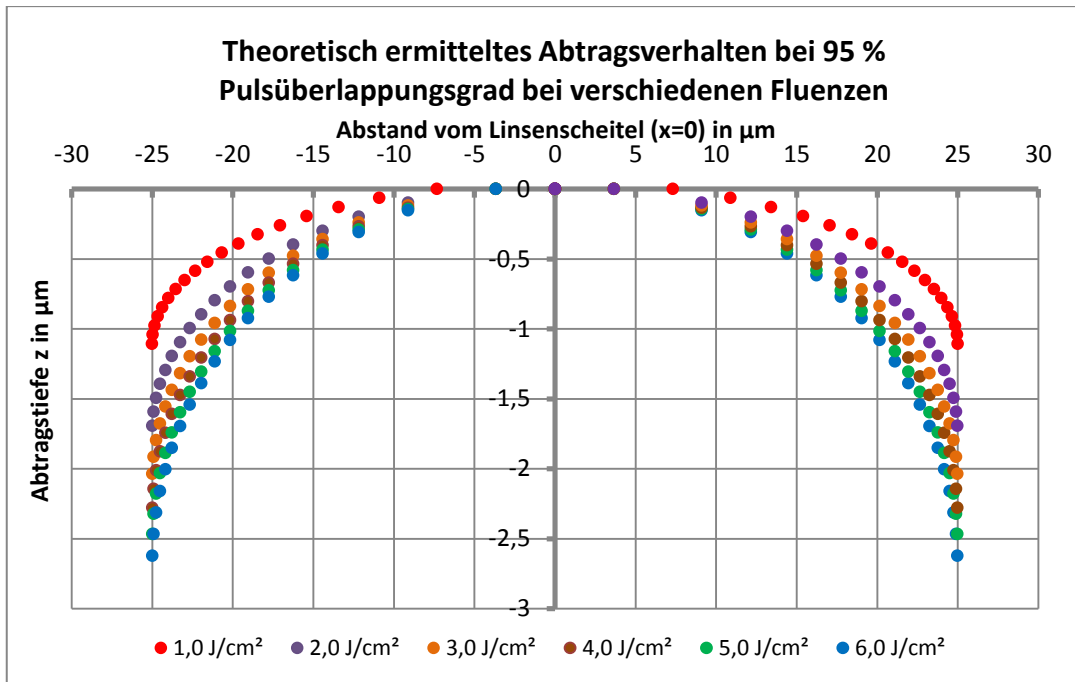


Abb. 28: Zeigt den Einfluss der Fluenz auf das Abtragsverhalten bei 95 % Pulsüberlappungsgrad

4.1.3. Linsenform in Abhängigkeit des Pulsüberlappungsgrades

Der Pulsüberlappungsgrad bestimmt, wie bereits erwähnt, die Anzahl der Stufen, die den Abtragsverlauf formen (siehe Tab. 2). Die Abb. 29 zeigt den Abtragsverlauf bei 95 %, 97 % und 99 % Pulsüberlappungsgrad.

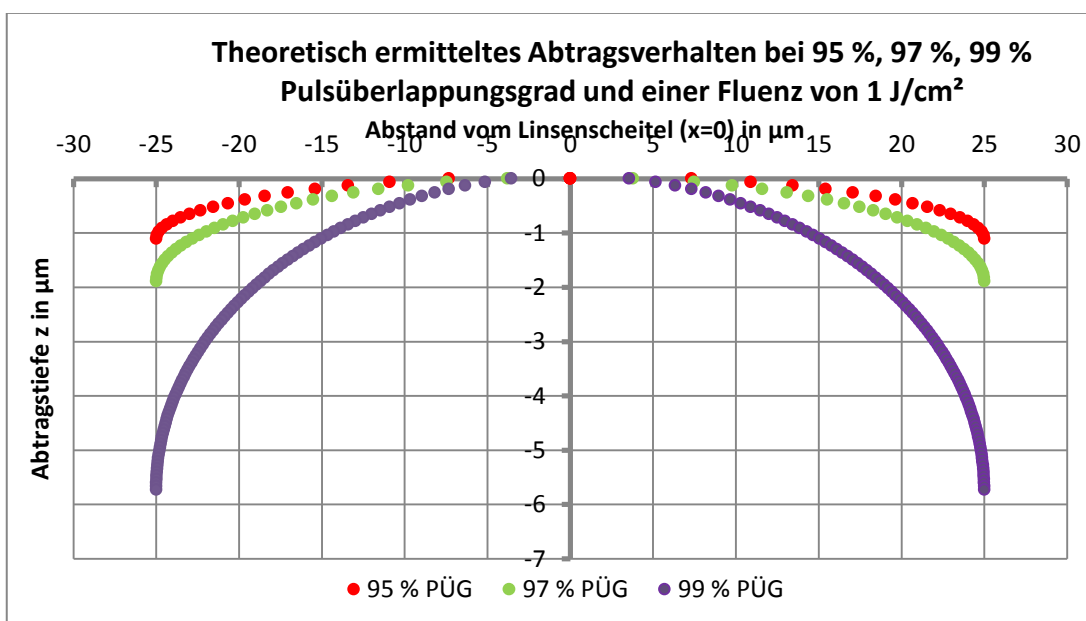


Abb. 29: Abtragsverhalten bei einer Fluenz von 1 J/cm² und Pulsüberlappungsgraden von 95 %, 97 % und 99 %.

Es zeigt sich eine Vergrößerung der Abtragstiefe der Linsenstruktur mit steigendem Pulsüberlappungsgrad. Der Grund dafür ist die Anzahl der Stufen. Denn pro Stufe findet, bei konstanter Fluenz, der gleiche Abtrag statt. Daraus folgt, dass sich die gesamte Abtragstiefe der Linsenstruktur aus dem Produkt der Abtragstiefe pro Puls und der Anzahl der Stufen zusammensetzt. Aus der Abbildung 29 lässt sich zudem noch eine Änderung der Krümmung der Linsenstruktur erkennen. Die Krümmung nimmt mit zunehmendem Pulsüberlappungsgrad zu. Dies liegt an der Stufenbreite, denn diese sinkt mit Erhöhung des Pulsüberlappungsgrades. Das bedeutet, die Linsenform wird bei 99 % durch viele schmale Stufen gebildet, wohingegen sie bei 95 % mit vergleichsweise wenigen breiten Stufen gebildet wird.

4.2. Ergebnisse der Linsenstrukturierung

Bei der Strukturierung mit der Halbkreismaske wurden Fluenzen von 1 J/cm^2 bis max. $5,5 \text{ J/cm}^2$ verwendet. Die Strukturierung mit der halbelliptischen Maske fand hingegen bei Fluenzen von $1,0 \text{ J/cm}^2$ bis max. 4 J/cm^2 statt. Die geringere max. Fluenz begründet sich durch die bei gleicher mittlere Laserleistung und Pulswiederhol frequenz größere abgebildete Maskenfläche, denn nach Gleichung (2.5) nimmt die Fluenz mit einer größeren abgebildeten Maskenfläche ab. Der Pulsüberlappungsgrad wurde bei beiden Masken von 95 % bis 99 % variiert. Die Strukturierung fand bei Pulswiederhol frequenzen von 100 Hz, 150 Hz und 200 Hz statt.

4.2.1. Betrachtung der Linsenform und Oberfläche

Bei der Betrachtung der mit beiden Masken erzeugten Flächenabträge fällt als erstes auf, dass die Oberfläche der Linsen eine periodische Wellenstruktur aufweist (Abb. 30 und Abb. 31). Die Periode der Wellenstruktur nimmt mit zunehmenden Pulsüberlappungsgrad ab. Bei 95 % Pulsüberlappungsgrad ist die Wellenstruktur sehr stark ausgeprägt und bei 99 % kaum noch sichtbar.

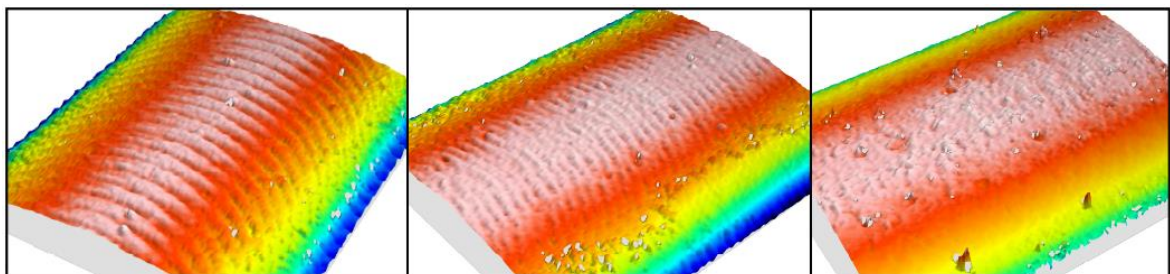


Abb. 30: Periodische Wellenstruktur auf der Oberfläche der Linsenstruktur mit Pulsüberlappungsgraden von 95 %, 97 %, 99 % (von Links nach Rechts). Strukturiert mit der Halbkreismaske bei einer Fluenz von $4,0 \text{ J/cm}^2$ und 200 Hz Pulswiederhol frequenz.

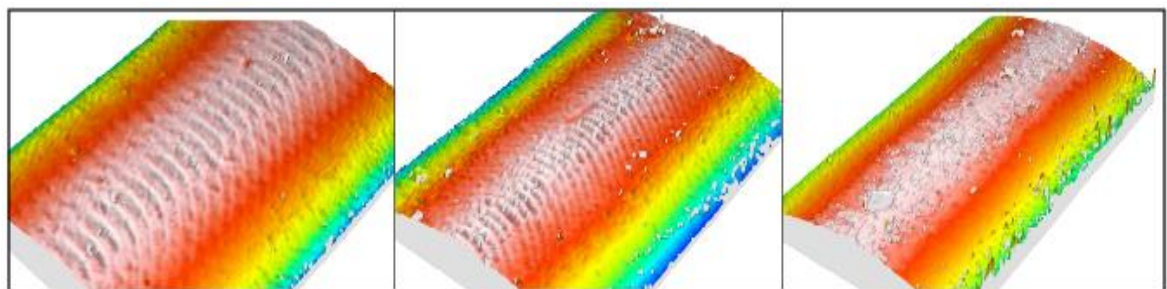


Abb. 31: Periodische Wellenstruktur auf der Oberfläche der Linsenstruktur mit Pulsüberlappungsgraden von 95 %, 97 %, 99 % (von Links nach Rechts). Strukturiert mit der halbelliptischen Maske bei einer Fluenz von $3,0 \text{ J/cm}^2$ und 100 Hz Pulswiederhol frequenz.

Zudem ist die Periodizität entlang der Krümmung der Linsenfläche nicht konstant. Sie nimmt, ausgehend vom Linsenscheitel, entlang der Krümmung nach außen hin ab. Die Form der Wellen ist bei den Linsen, die mit der Halbkreismaske strukturiert wurden, kreisförmig. Für die mit der anderen Maske hergestellten Linsen ist die Wellenform elliptisch ausgeprägt. Der Grund für die Entstehung der periodischen Wellenstruktur ist im Überlappungsverhalten der Masken zu finden. Deshalb soll anhand der Halbkreismaske dieser Aspekt im Folgenden erklärt werden.

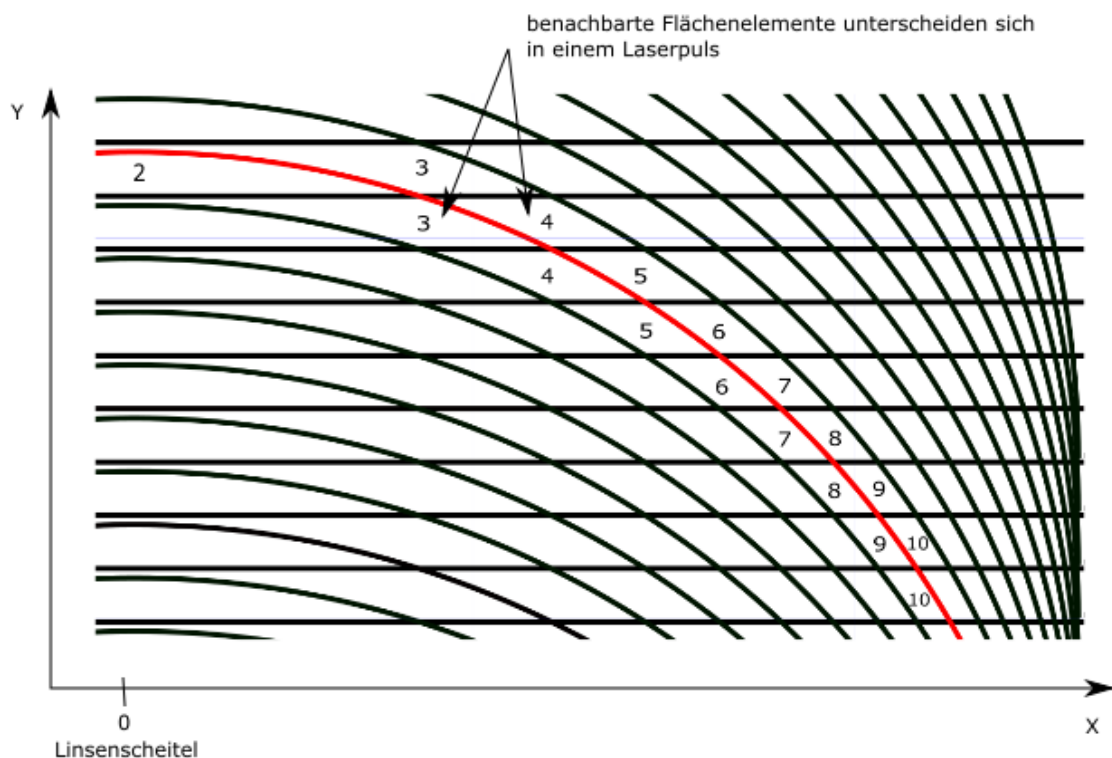


Abb. 32: Prinzipdarstellung des Überlappungsverhaltens der Halbkreismaske die zur Bildung der Wellenstruktur führt.

In Abb. 32 ist das Überlappungsverhalten der Halbkreismaske im Kernbereich der Linse dargestellt. Die Zahlen stehen dabei für die Anzahl der Pulse, die das jeweilige Flächenelement erhalten hat. Bei der Betrachtung der rot gekennzeichneten Linie, die für eine beliebige Überlappungsphase der Halbkreismaske steht, ist zu erkennen, dass sich die benachbarten Flächenelemente in x-Richtung in einem Puls unterscheiden. Dabei haben die Flächenelemente rechts der roten Linie immer einen Puls mehr erhalten, als die auf der linken Seite. Demnach ist der Materialabtrag rechts höher als links. Damit kommt es zu einer Höhenabstufung entlang der Linsenstruktur. Diese Höhenabstufung findet bei jeder Überlappungspha-

se statt und generiert damit immer die periodische Wellenstruktur, die in der Abb. 30 und Abb. 31 zu sehen war. Da der Abtrag pro Puls durch die Fluenz bestimmt wird, ist die Wellenstruktur von der Fluenz abhängig. Mit steigender Fluenz nimmt die Amplitude der Wellenstruktur zu. Die Abnahme der Periode entlang der Linienstruktur kann ebenfalls durch die Abb. 32 erklärt werden. Denn durch die in x-Richtung kleiner werdenden Flächenelemente nimmt der Abstand, der für die Periode steht, zwischen benachbarten Wellen ab. Um die Oberfläche der Linsen möglichst eben zu gestalten, muss die Periode der Wellenstruktur klein gehalten werden. Dies ist demzufolge nur durch einen hohen Pulsüberlappingsgrad zu realisieren. Dieser sollte bei zukünftigen Untersuchungen oberhalb von 97 % liegen. Eine weitere Auffälligkeit ist bei der Betrachtung der Wellenstruktur in der Umgebung des Linsenscheitels zu sehen. In diesem Bereich kann es in Abhängigkeit des Pulsüberlappingsgrades zu breiten Wellenbergen und schmalen Wellentälern und umgekehrt kommen. Der Grund dafür ist wieder in dem Überlappungsverhalten der Masken zu suchen. Bei der Strukturierung wurde der Pulsüberlappingsgrad anhand der y-Ausdehnung, der auf dem Substrat abgebildeten Masken, festgelegt (Abb. 33).

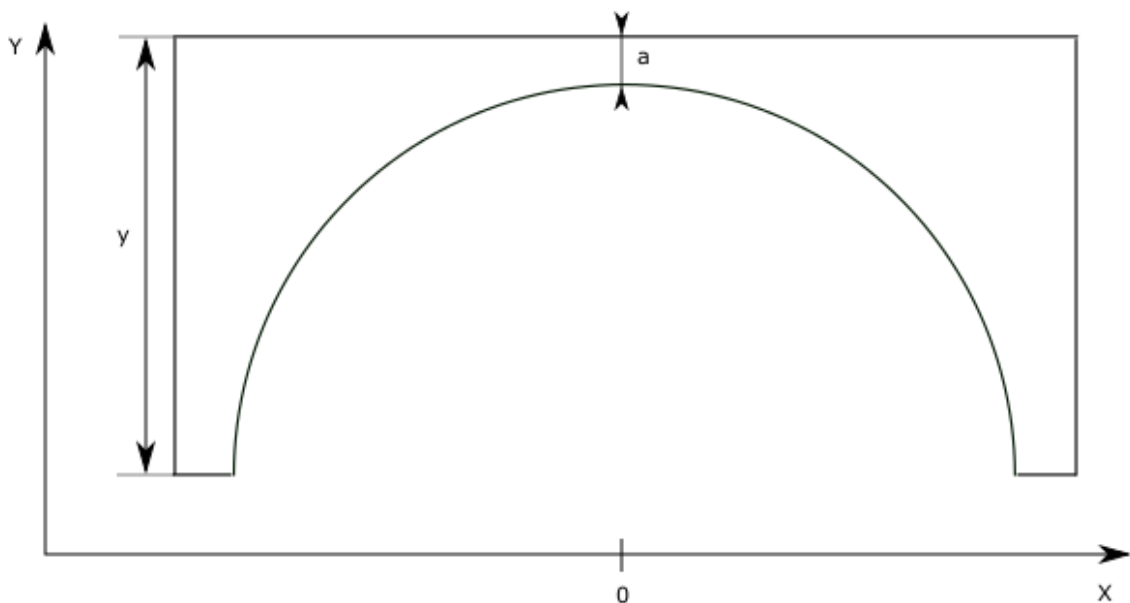


Abb. 33 Skizze der Halkreismaske

Konstruktionsbedingt besitzt jede Maske zwischen dem Scheitel des geometrischen Elements und der oberen Kante einen Spalt, der in Abbildung 33 mit a gekennzeichnet ist. Durch den Pulsüberlappingsgrad wurde eine Puls-zu-Puls-

Distanz definiert, die bei unterschiedlichem Pulsüberlappungsgrad verschieden ist. Beim Überlapp der Maske kommt es dadurch am Linsenscheitel zu zwei Fällen. Im ersten Fall kann der Linsenscheitel durch einen symmetrischen Überlapp gebildet werden. Dabei entspricht die Puls-zu-Puls-Distanz einem ganzzahligen vielfachen des Spaltabstandes a (bezogen auf die abgebildete Maske). Dadurch kommt es am Linsenscheitel zu einer sehr geringen Ausbildung der Wellenstruktur.

Prinzip des symmetrischen Pulsüberlapp

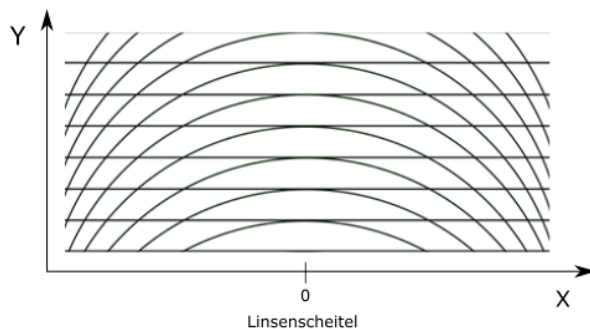


Abb. 34:Prinzipskizze eines symmetrischen Pulsüberlapps

Näherungsweise symmetrischer Pulsüberlapp

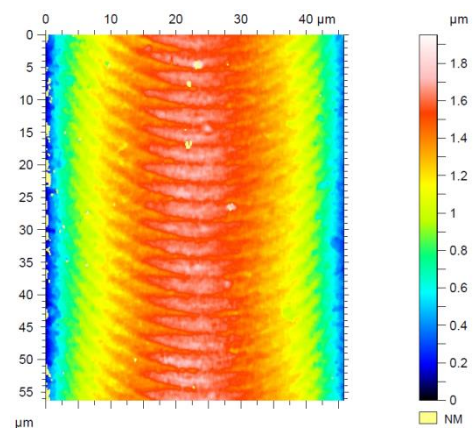


Abb. 35: Näherungsweise symmetrischer Pulsüberlapp bei 95 % Pulsüberlappungsgrad, der mit der Halbkreismaske bei $4,0 \text{ J/cm}^2$ erzeugt wurde

Der zweite Fall ist der unsymmetrische Überlapp. Hier ist die Puls-zu-Puls-Distanz kein ganzzahliges Vielfaches des Spaltabstandes a . In diesem Fall liegen zwei Flächenelemente am Linsenscheitel nebeneinander vor. Diese unterscheiden sich wieder in einem Puls. Dementsprechend bildet sich am Linsenscheitel wieder die Wellenstruktur aus. In Abb. 36 ist das Prinzip eines unsymmetrischen Pulsüberlapp dargestellt.

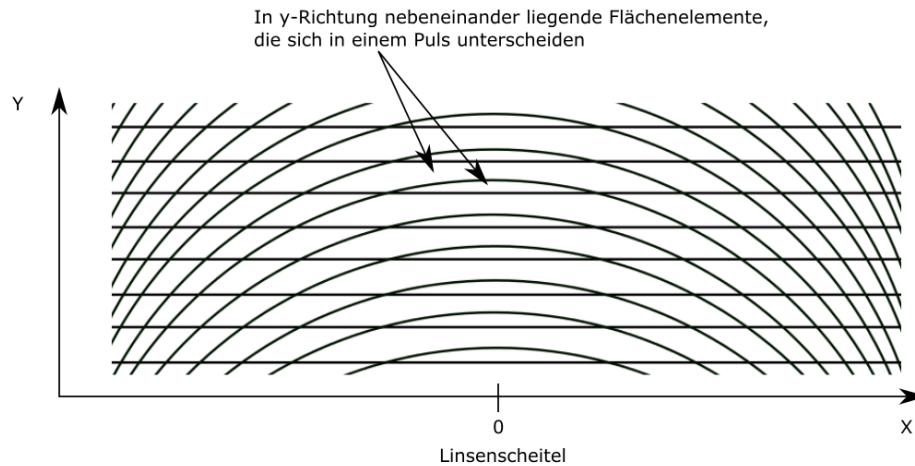


Abb. 36: Prinzipdarstellung eines unsymmetrischen Pulsüberlapps der Halbkreismaske

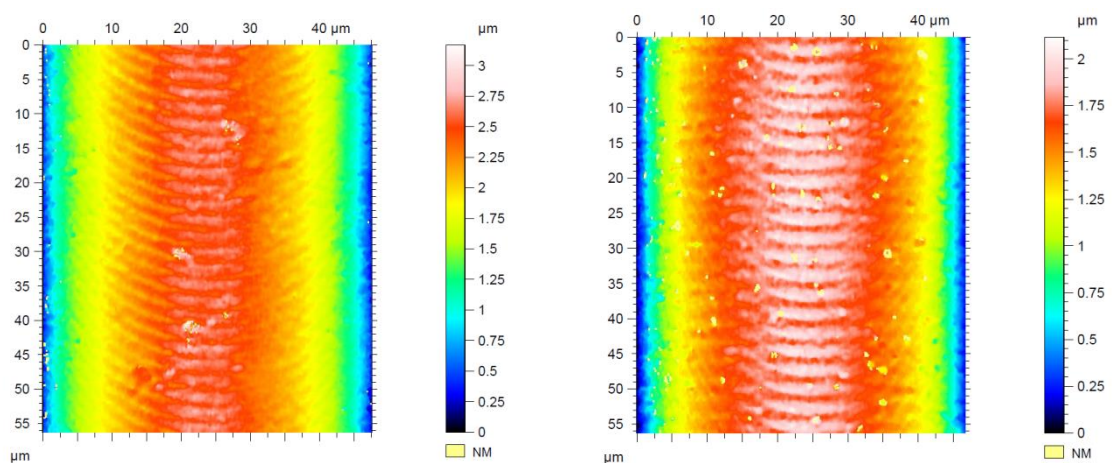


Abb. 37: Unsymmetrischer Pulsüberlapp bei 96 % Pulsüberlappungsgrad und einer Fluenz von 4,0 J/vm² mit der Halbkreismaske (links). Unsymmetrischer Pulsüberlapp bei 95 % Pulsüberlappungsgrad und einer Fluenz von 1,5 J/vm² mit der halbelliptischen Maske (rechts).

Aus den gewonnenen Erkenntnissen über die Wellenstruktur der Linsenoberfläche folgt, dass zur Verbesserung der Oberfläche die Wellenstruktur minimiert werden muss. Dies kann durch Erhöhung des Pulsüberlappungsgrades auf 97 % und höher erfolgen. Um die Wellenstruktur am Linsenscheitel zu verringern müssen die Masken angepasst werden. Das betrifft speziell den Spaltabstand a . Dieser sollte so gering wie möglich sein, um permanent einen symmetrischen Pulsüberlapp zu erzeugen. Denn dadurch kann die Wellenstruktur am Linsenscheitel auf ein Minimum reduziert werden. Die Pulswiederholfrequenz hat in diesem Fall keinen Einfluss auf die Wellenstruktur.

Bei der Betrachtung der Profilschnitte der Linsenstrukturen, die mit beiden Masken erzeugt wurden, zeigt sich, dass die theoretisch angenommenen Stufen, die die Linse formen, nicht scharf zu sehen sind. Vielmehr bildet sich ein kontinuierlicher Übergang entlang der Krümmung aus. Zudem knickt die Krümmung der Linsenfläche gegen Ende hin stark ab. Das Abknicken der Linsenkrümmung ist bei den Linsen, die mit beiden Masken strukturiert wurden, immer bei einem festen Abstand vom Linsenscheitel zu sehen. Dieser Abstand ist unabhängig von der Fluenz, dem Pulsüberlappungsgrad und der Pulsfrequenz. Die Größe des Abstandes ist, bei den mit der Halbkreismaske hergestellten Linsen, bei etwa $22\text{ }\mu\text{m}$. Für die mit der halbelliptischen Maske hergestellten Linsen, ist der Abstand etwa $20\text{ }\mu\text{m}$. Die Abb. 38 und Abb. 39 zeigen diesen Sachverhalt.

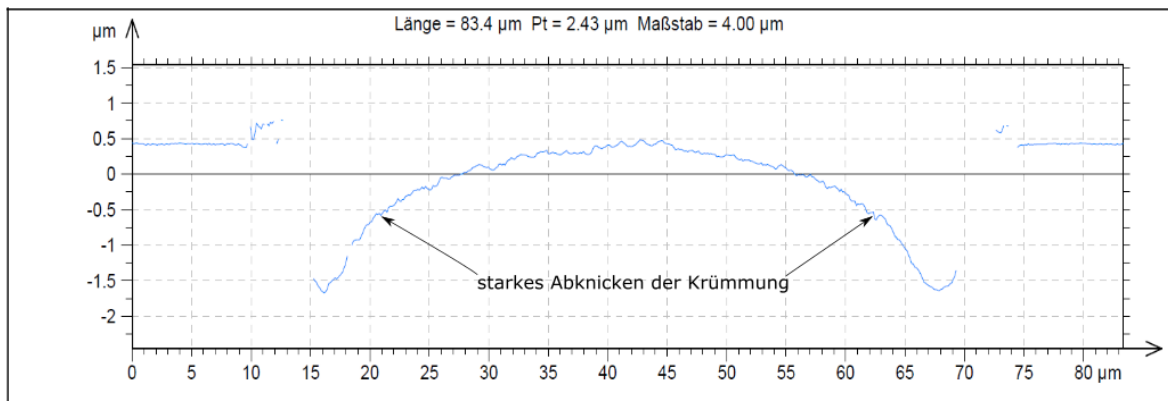


Abb. 38: Profilschnitt einer Linse, die mit der Halbkreismaske bei 96 % Pulsflächenüberlappungsgrad, einer Fluenz von $3,0\text{ J/cm}^2$ und mit 200 Hz Pulsfrequenz strukturiert wurde.

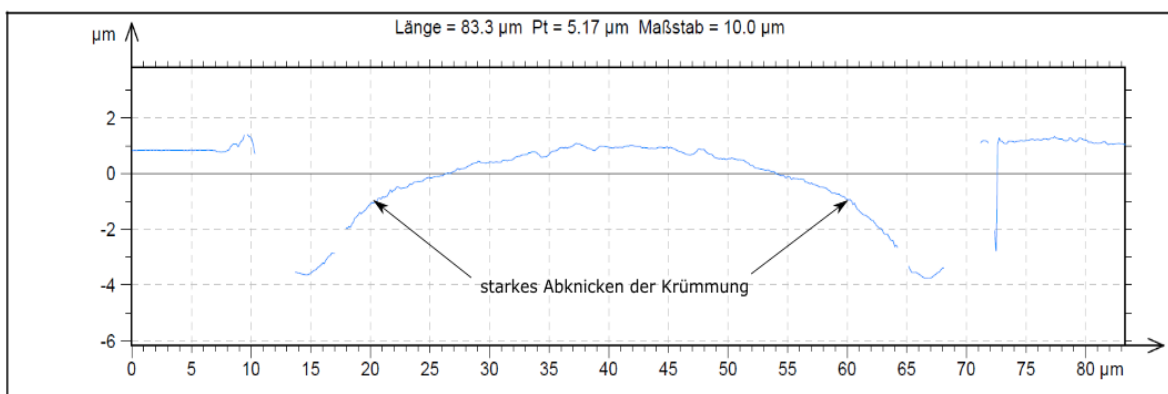


Abb. 39: Profilschnitt einer Linse, die mit der halbelliptischen Maske bei 96 % Pulsflächenüberlappungsgrad, einer Fluenz von $3,0\text{ J/cm}^2$ und mit 200 Hz Pulsfrequenz strukturiert wurde.

Das Abknicken der Linsenkrümmung zeigte sich auch bei den theoretisch durchgeführten Berechnungen des Abtragsverlaufs mit der Halbkreismaske. Dabei ist

das Abknicken der Linsenkrümmung bei einem Abstand von ca. $21\text{ }\mu\text{m}$ vom Linsenscheitel aufgetreten. Dieser Wert stimmt mit dem gemessenen Wert sehr gut überein. Aus diesem Grund muss die Ursache für das Abknicken der Linsenkrümmung der nichtlineare Anstieg des Verhältnisses zwischen Abtragstiefe und Stufenbreite sein, wie es in Abb. 27 zu sehen war. Da die Berechnungen nur für die Halbkreismaske durchgeführt wurden, lässt sich das Abknicken der Linsenkrümmung, bei den Linsen, die mit der halbelliptischen Maske erzeugt wurden, nicht direkt mit der Theorie vergleichen. Dennoch sollte der Grund für das Abknicken der Linsenkrümmung der Selbe sein, da der Abtragsverlauf und das Pulsüberlappungsverhalten der halbelliptischen Maske im Vergleich zur Halbkreismaske sehr ähnlich ist. Anhand der Profilschnitte konnte gezeigt werden, dass die Linsenkrümmung ab einem bestimmten Abstand vom Linsenscheitel unabhängig von der Fluenz, dem Pulsüberlappungsgrad und der Pulswiederholfrequenz abknickt. Dieses Abknicken ist für die Herstellung sphärischer Zylinderlinsen ein Problem. Daraus ergibt sich, dass die Herstellung von Zylinderlinsen mit den verwendeten Masken nicht möglich ist. Um das Abknicken zu vermeiden muss die Maskengeometrie angepasst werden. Eine Möglichkeit wäre, statt des verwendeten Halbkreises bzw. der halben Ellipse nur Teilkreise bzw. Teilellipsen als geometrisches Formelement zu verwenden (Abb. 40). Eine andere Möglichkeit ist das Finden einer geeigneten Maskengeometrie anhand von Computersimulationen. Dadurch können viel mehr Maskengeometrien untersucht werden.

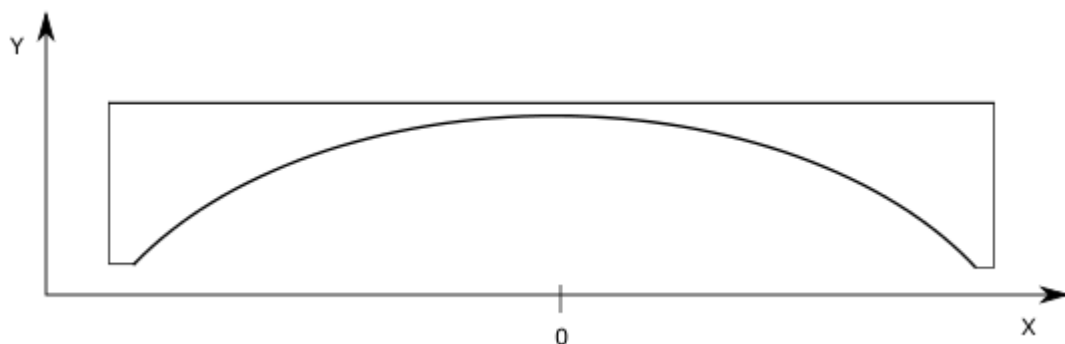


Abb. 40: Alternative Maske mit Teilkreiselement

Um in den folgenden Auswertungsschritten die Linsenform anhand der gemessenen Krümmungsradien bewerten zu können, wurde die Linsenfläche in zwei Bereiche unterteilt. Die Grenzen des ersten Bereichs B1 sind durch den Linsenscheitel und den Punkt an dem das Abknicken der Linsenkrümmung beginnt gegeben. Der zweite Bereich B2 schließt direkt an den Ersten an und erstreckt sich bis zu einem Abstand von 25 μm vom Linsenscheitel (Abb. 41).

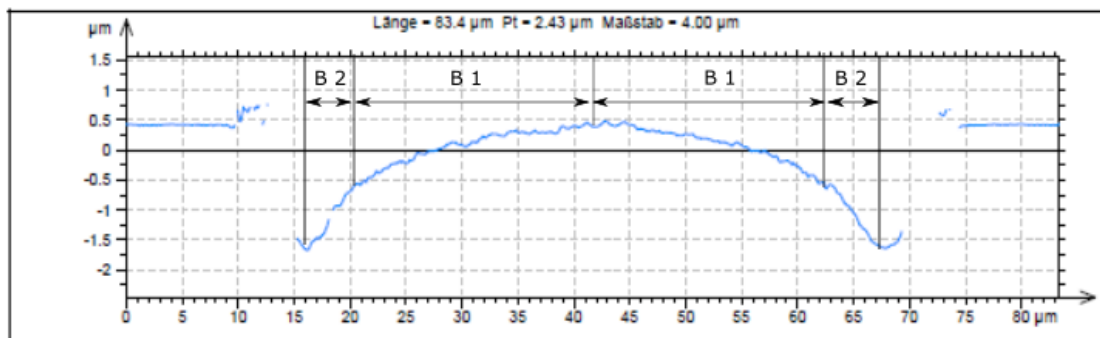


Abb. 41: Zeigt die Einteilung der Linsenfläche in zwei Bereiche, die aus symmetriegründen jeweils links und rechts vom Linsenscheitel zu finden sind.

Im Bereich B1 wurden die Krümmungsradien an verschiedenen Stellen der Linsenfläche bestimmt. Dabei zeigt sich, dass die Krümmungsradien der Linsenfläche nicht konstant sind. Mit zunehmendem Abstand vom Linsenscheitel nimmt der Krümmungsradius ab. Dieses Verhalten zeigte sich auch bei allen strukturierten Linsen, egal ob diese mit der Halbkreismaske oder mit der halbelliptischen Maske strukturiert wurden. In Abb. 42 und Abb. 43 ist das Verhalten der Krümmungsradien für verschiedene Pulsüberlappungsgrade dargestellt.

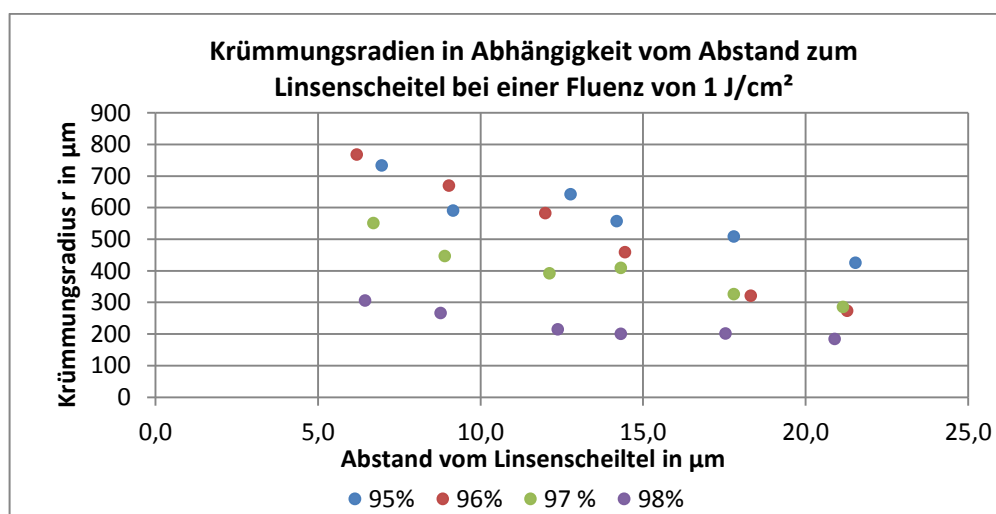


Abb. 42: Krümmungsradien in Abhängigkeit des Abstandes vom Linsenscheitel bei den Linsen, die mit der Halbkreismaske strukturiert wurden.

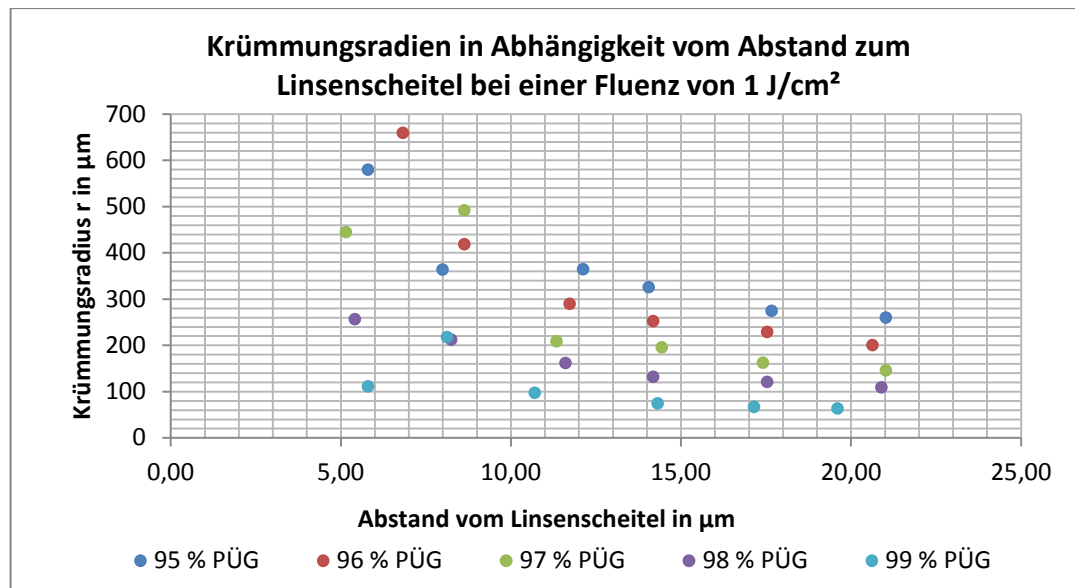


Abb. 43: Krümmungsradien in Abhängigkeit des Abstandes vom Linsenscheitel bei den Linsen, die mit der halbelliptischen Maske strukturiert wurden.

Im Bereich B2 fanden keine Messungen der Krümmungsradien statt, da dieser Bereich aufgrund des sichtbaren Abknickens der Linsenkrümmung für die Herstellung von Zylinderlinsen unbrauchbar ist.

4.2.2. Linsenform in Abhängigkeit der Fluenz

Im diesem Abschnitt wurden die Krümmungsradien in Abhängigkeit der Fluenz und konstantem Pulsüberlappungsgrad untersucht. Dabei konnte festgestellt werden, dass die Krümmungsradien mit zunehmender Fluenz kleiner werden bzw. die Linsenkrümmung zunimmt. Die Beobachtung wurde bei allen Linsen unabhängig von der Maskengeometrie gemacht. Um den Sachverhalt etwas besser zu veranschaulichen, wurden die ermittelten Krümmungsradien für die jeweilige Fluenz arithmetisch gemittelt. Damit ergibt sich ein mittlerer Krümmungsradius. An diesem lässt sich die Fluenzabhängigkeit der Krümmungsradien sehr gut zeigen.

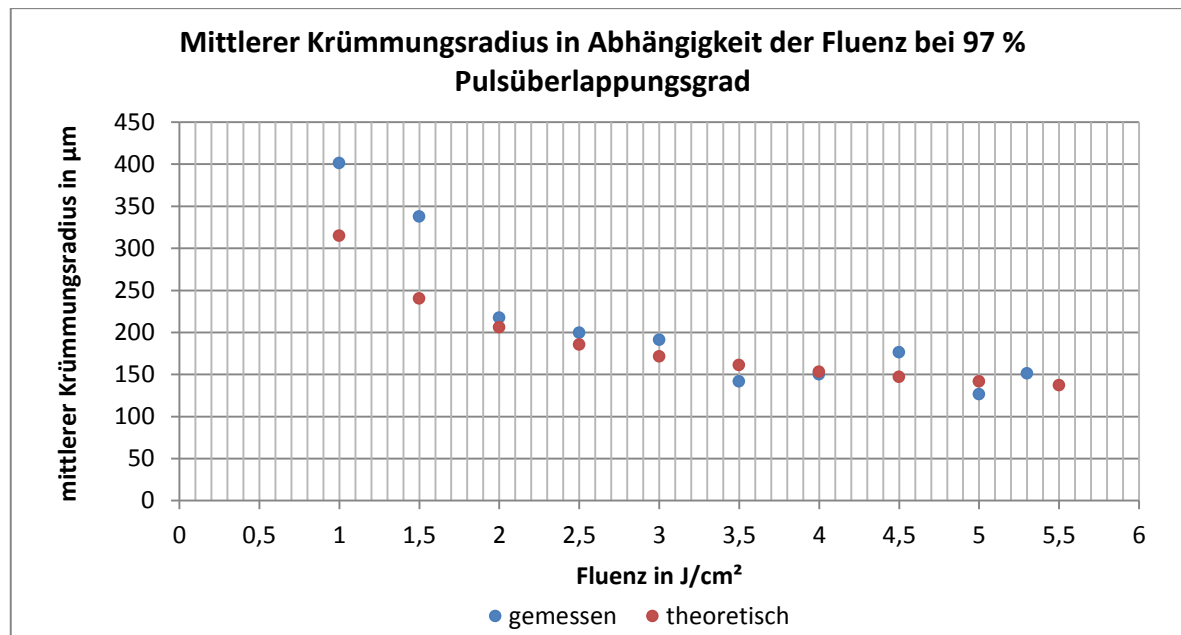


Abb. 44: Zeigt das theoretisch und praktisch ermittelte Verhalten des mittleren Krümmungsradius in Abhängigkeit der Fluenz bei 97 % Pulsüberlappungsgrad.

In Abb. 44 ist das theoretisch und praktisch ermittelte Verhalten des mittleren Krümmungsradius in Abhängigkeit der Fluenz, am Beispiel von 97 % Pulsüberlappungsgrad, dargestellt. Die blauen Punkte stellen dabei die mittleren Krümmungsradien der messtechnisch ermittelten Krümmungsradien einer Linse dar, die mit der Halbkreismaske strukturiert wurde. Die roten Punkte zeigen den theoretisch berechneten Verlauf des mittleren Krümmungsradius. Daran lässt sich gut erkennen, dass der mittlere Krümmungsradius mit steigender Fluenz abnimmt. Diese Abnahme ist allerdings nicht linear. Es zeigt sich eher ein hyperbolischer Verlauf. Denn bei geringen Fluenzen von 1 J/cm² bis 2,5 J/cm² ist die Abnahme relativ groß im Gegensatz zur Abnahme bei Fluenzen von 3 J/cm² bis 5,5 J/cm². Die gemessenen Werte stimmen näherungsweise mit den Theoretischen überein. Die starken Abweichungen bei einer Fluenz von 1 J/cm² und 1,5 J/cm² sind auf Debris zurückzuführen, das durch die Reinigung nicht vollständig entfernt werden konnte. Da bei geringen Fluenzen eine niedrige Abtragstiefe erzielt wird, wirkt sich das auf der Oberfläche zurückgebliebene Debris sehr ungünstig auf die Messung bzw. die damit verbundene Bestimmung der Krümmungsradien aus. Demzufolge sollte in Zukunft über ein effektiveres Reinigungsverfahren nachgedacht werden. Zusätzlich sind leichte Schwankungen der Fluenz während der Bearbeitung festgestellt wurden. Dies hat geringe Änderungen in der Abtragstiefe pro Puls zur Folge. Da-

mit ist eine Abweichung der ermittelten Krümmungsradien von den theoretisch Berechneten zu erwarten gewesen. Um den Einfluss der Fluenz auf die Linsenkrümmung besser zu veranschaulichen, wurden die Messwerte der Messpunkte in ein Diagramm eingetragen. Dadurch lässt sich der Abtragsverlauf für eine Linsenhälfte darstellen (Abb. 45).

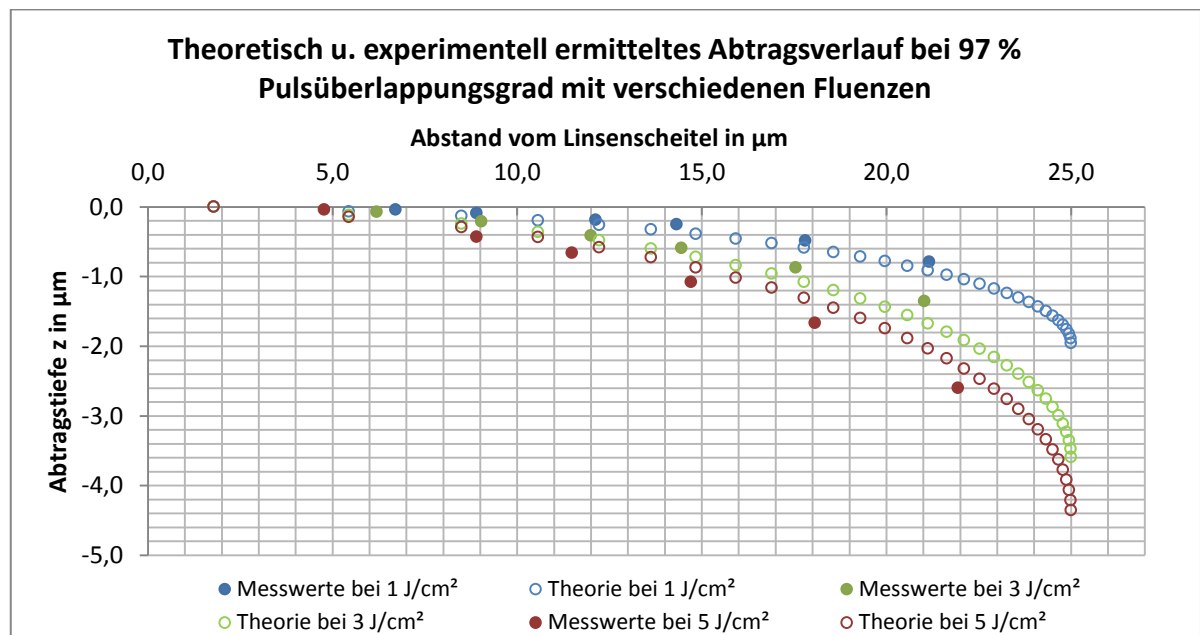


Abb. 45: Zeigt den theoretisch und experimentell ermittelten Abtragsverlauf der Linsen die mit der Halbkreismaske bei Fluenzen von 1 J/cm^2 , 3 J/cm^2 und 5 J/cm^2 , einem Pulsüberlappungsgrad von 97 % und 100 Hz Pulswiederhol frequenz strukturiert wurden

In der Abb. 45 zeigt sich deutlich der Einfluss der Fluenz auf die Linsenkrümmung. Mit steigender Fluenz nimmt die Linsenkrümmung zu. Allerdings ist diese Zunahme nicht linear von der Fluenz abhängig. Dieses Verhalten ist auch bei den theoretischen Berechnungen des Abtragsverlauf zu beobachten gewesen. Um die Theorie mit der Praxis zu vergleichen, ist der theoretische Abtragsverlauf ebenfalls in der obigen Abbildung eingetragen. Demnach stimmt die Praxis in guter Näherung mit der Theorie überein. Die Abweichungen sind auch hier auf Debris sowie auf Schwankungen der Fluenz zurückzuführen.

Für die Linsen, die mit der halbelliptischen Maske strukturiert wurden, zeigt sich ein ähnliches Verhalten des mittleren Krümmungsradius, wie das, das bei der Halbkreismaske in Abb. 44 zu beobachten war. Der mittlere Krümmungsradius nimmt mit steigender Fluenz ebenfalls nichtlinear ab. Im Bereich von 1 J/cm^2 bis $2,5 \text{ J/cm}^2$ ist die Abnahme sehr groß, wohingegen Sie ab $2,5 \text{ J/cm}^2$ bis 4 J/cm^2

gering ist (siehe Abb. 46). Demnach kann auch hier ein eher hyperbolischer Verlauf des mittleren Krümmungsradius mit steigender Fluenz angenommen werden.

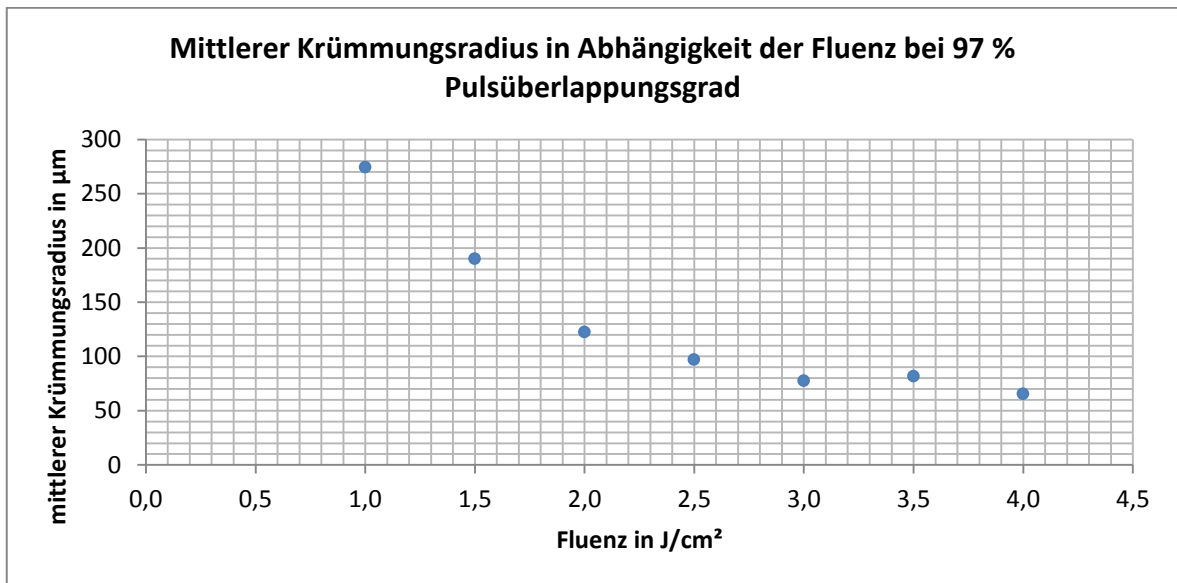


Abb. 46: Zeigt das praktisch ermittelte Verhalten des mittleren Krümmungsradius in Abhängigkeit der Fluenz bei 97 % Pulsüberlappungsgrad.

Der Einfluss der Fluenz auf die Linsenkrümmung lässt sich bei diesen Linsen, auch als Abtragsverlauf für eine Linsenhälfte darstellen.

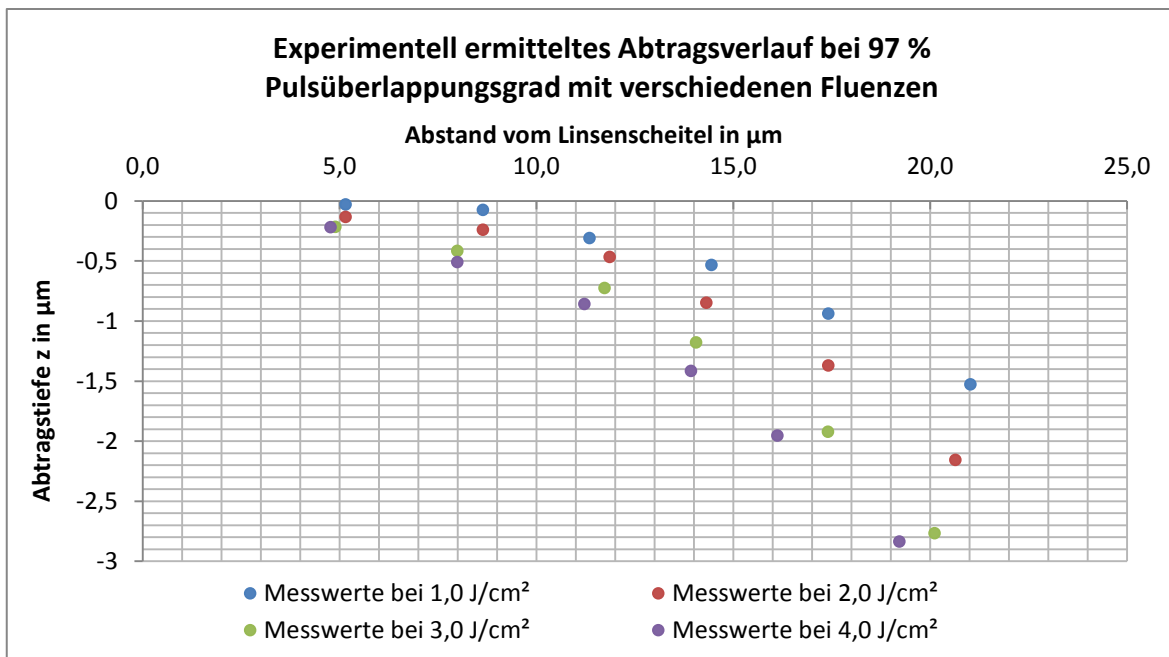


Abb. 47: Zeigt den experimentell ermittelten Abtragsverlauf der Linsen die mit der halbelliptischen Maske bei Fluenzen von 1 J/cm², 3 J/cm² und 5 J/cm², einem Pulsüberlappungsgrad von 97 % und 100 Hz Pulswiederhol frequenz strukturiert wurden

Hier zeigt sich, dass die Linsenkrümmung mit steigender Fluenz nichtlinear zunimmt. Da für die halbelliptische Maske keine theoretische Berechnung des Abtragsverlauf durchgeführt wurde, kann nur ein direkter Vergleich zwischen dem Verlauf der mittleren Krümmungsradien sowie der Abtragsverläufe, der mit beiden Maskengeometrien hergestellten Linsen, gemacht werden. In der Abb. 48 sind die ermittelten mittleren Krümmungsradien aus Abb. 44 und Abb. 46 gegenübergestellt.

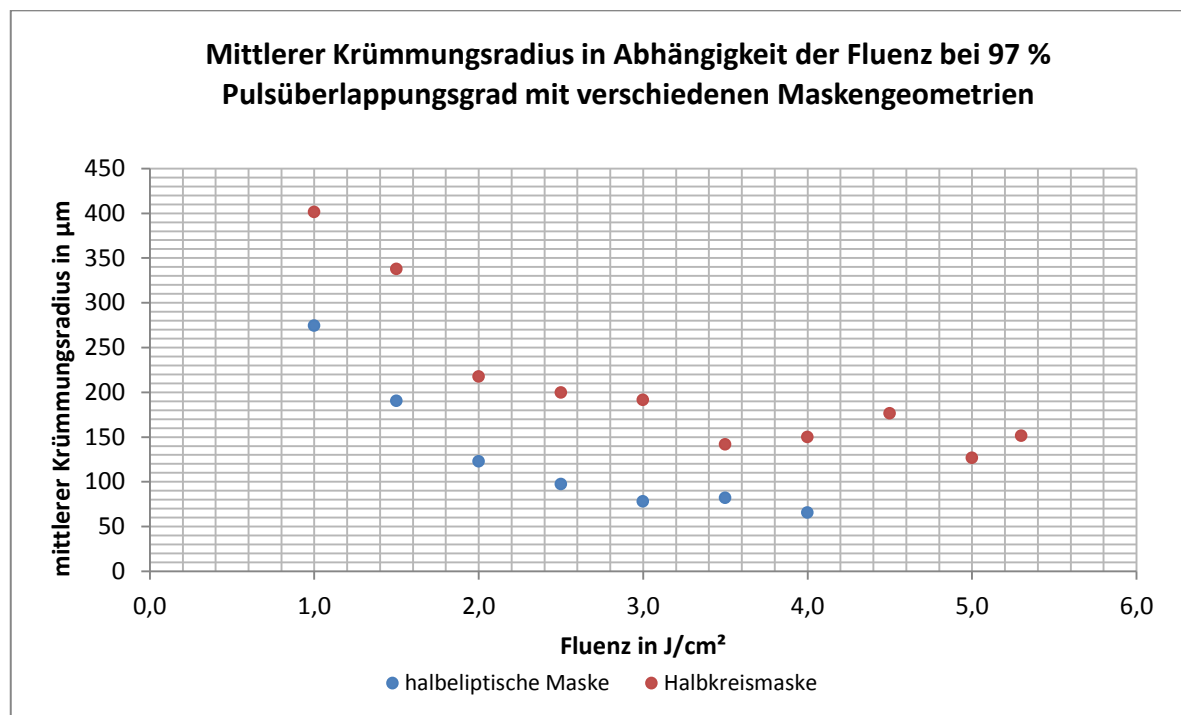


Abb. 48: Zeigt den mittleren Krümmungsradius beider Maskengeometrien mit identischem Pulsüberlappungsgrad von 97 %

Daran ist zu erkennen, dass der mittlere Krümmungsradius, bei den mit der Halbkreismaske hergestellten Linsen, bei gleichem Pulsüberlappungsgrad und jeweils gleicher Fluenz, größer ist. Demzufolge ist der mittlere Krümmungsradius von der Maskengeometrie abhängig. Der Grund dafür ist das Pulsüberlappungsverhalten. Denn durch die elliptische Geometrie bilden sich bei gleichem Pulsüberlappungsgrad mehr Flächenelement bzw. Stufen aus, als bei der Halbkreisgeometrie. Mehr Stufen bedeuten eine höhere Abtragstiefe. Demnach muss der mittlere Krümmungsradius bei den Linsen die mit der halbelliptischen Maske strukturiert wurden kleiner sein. Um den Sachverhalt zu verdeutlichen, wurden die ermittelten Abtragsverläufe in Abb. 49 gegenübergestellt.

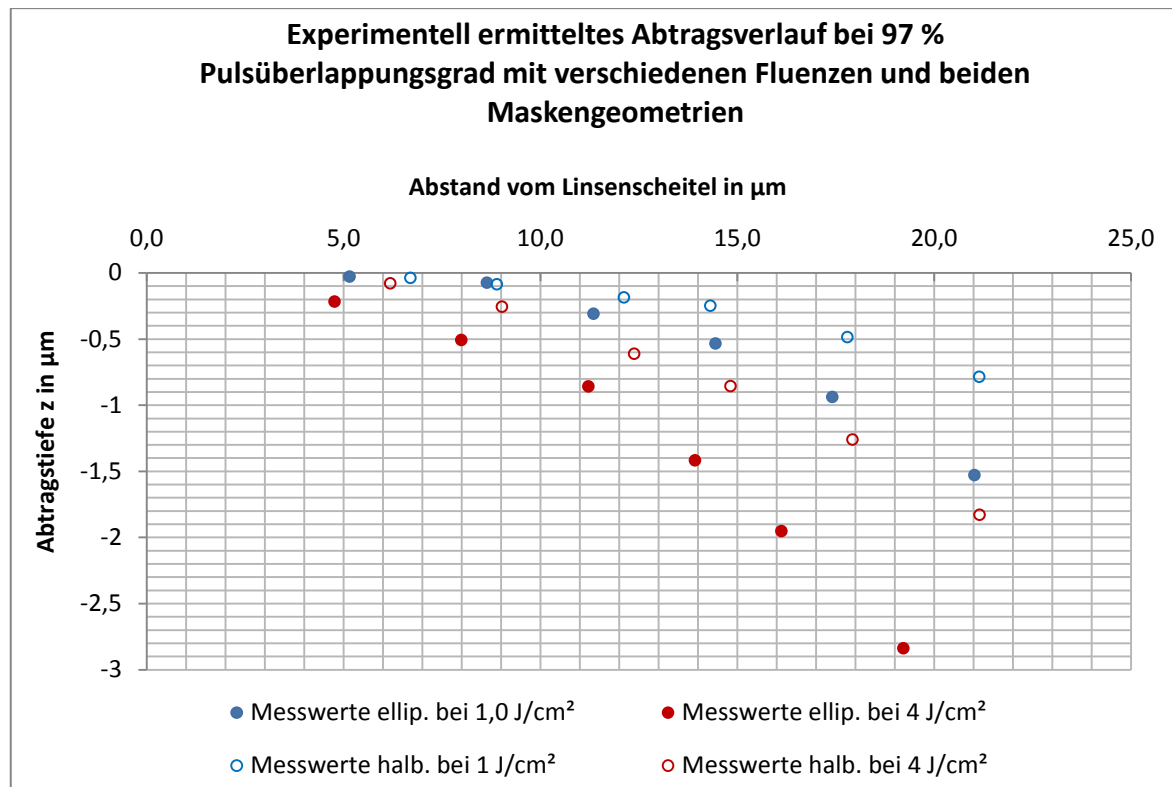


Abb. 49: Zeigt den direkten Vergleich der Abtragsverläufe beider Masken bei gleichem Pulsüberlappungsgrad und verschiedenen Fluenzen

Die Abtragsverläufe beider Masken zeigen den größeren Abtrag, der bei der Strukturierung mit der halbelliptischen Maske erfolgt, sehr gut. Damit zeigt sich auch, dass die Linsenkrümmung von der Maskengeometrie abhängig ist.

Die Ergebnisse dieses Abschnitts zeigten, dass die Fluenz einen direkten Einfluss auf die Linsenkrümmung hat. Durch Variation der Fluenz kann die Linsenkrümmung verändert werden. Dieser Sachverhalt kann bei weiterführenden Untersuchungen genutzt werden, um eine Feineinstellung der Linsenkrümmung vorzunehmen. Die Linsenkrümmung lässt sich zudem ebenfalls durch Änderung der Maskengeometrie beeinflussen. Die Pulswiederholfrequenz hat keinen Einfluss auf die Linsenkrümmung, da bei den eingestellten Pulswiederholfrequenzen immer die gleiche Fluenz gewählt wurde.

4.2.3. Linsenform in Abhängigkeit des Pulsüberlappungsgrades

Im diesem Abschnitt wurde der Einfluss des Pulsüberlappungsgrades auf die Krümmung der Linse untersucht. Dabei ergab sich, dass mit zunehmendem Pulsüberlappungsgrad ebenfalls die Linsenkrümmung zunimmt bzw. die einzelnen

Krümmungsradien kleiner werden. Dieses Verhalten ließ sich bei den Linsenstrukturen beider Masken beobachten. Um diesen Sachverhalt zu verdeutlichen, wird wieder der mittlere Krümmungsradius für die einzelnen Fluenzen verwendet. In Abb.50 ist der Verlauf der mittleren Krümmungsradien in Abhängigkeit der Fluenz für verschiedene Pulsüberlappungsgrade der Halbkreismaske dargestellt.

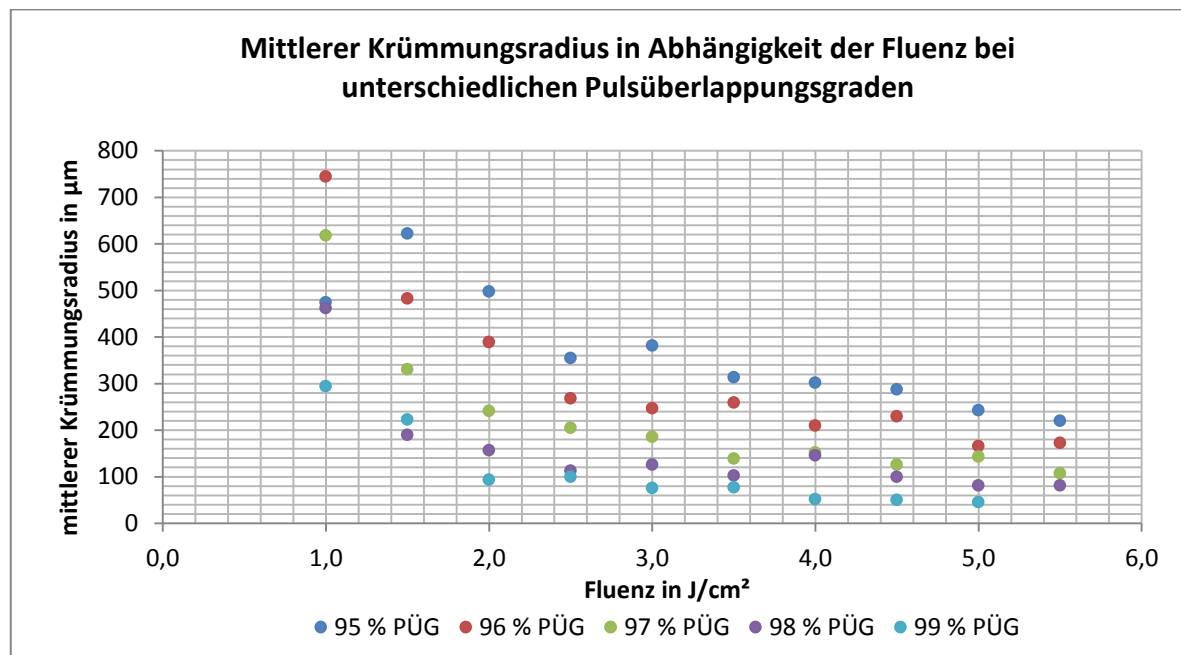


Abb.50: Zeigt die Abnahme des mittleren Krümmungsradius in Abhängigkeit der Fluenz bei unterschiedlichem Pulsüberlappungsgrad und einer Pulsfrequenz von 150 Hz

Es zeigt sich eine Verringerung des mittleren Krümmungsradius mit zunehmendem Pulsüberlappungsgrad. Zudem ist nochmals die Abhängigkeit der Krümmungsradien von der Fluenz zu sehen, die bereits im vorherigen Abschnitt beschrieben wurde. Das Verhalten erklärt sich wieder durch das Pulsüberlappungsverhalten der Maske. Mit zunehmendem Pulsüberlappungsgrad nimmt die Anzahl der Flächenelemente bzw. der Stufen zu. Demzufolge ergibt sich mit steigendem Pulsüberlappungsgrad eine größere Abtragstiefe entlang der Linsenfläche. Dadurch werden die Krümmungsradien kleiner und die Linsenkrümmung nimmt zu. Um die Zunahme der Linsenkrümmung besser zu veranschaulichen, ist es sinnvoll erneut den Abtragsverlauf darzustellen (siehe Abb. 51). Anhand des Abtragsverlaufs ist deutlich die Zunahme der Linsenkrümmung mit steigendem Pulsüberlappungsgrad zu erkennen. Zudem ist zu sehen, dass die Linsenkrümmung nichtlinear zur Erhöhung des Pulsüberlappungsgrades zunimmt. Denn der Unter-

schied zwischen der Linsenkrümmung bei 95 % und 96 % ist viel geringer als zwischen 98 % und 99 %. Demnach nimmt die Linsenkrümmung mit größer werdendem Pulsüberlappungsgrad immer stärker zu. Damit verhält sich die Linsenkrümmung in Abhängigkeit des Pulsüberlappungsgrades genau umgekehrt wie die Linsenkrümmung in Abhängigkeit der Fluenz (siehe Abb. 45). Der Grund für die stärker werdende Zunahme der Linsenkrümmung liegt in der Anzahl der Flächenelemente begründet. Denn die Anzahl der Flächenelemente bzw. der Stufen ist nicht proportional zum Pulsüberlappungsgrad (siehe Abb. 52). Demnach nimmt die Abtragstiefe entlang der Linsenfläche mit steigendem Pulsüberlappungsgrad ebenfalls nichtlinear zu. In der Abbildung 51 sind zum Vergleich der gemessenen Abtragsverläufe die theoretisch Berechneten mit eingetragen. Es zeigt sich, dass die Linsenkrümmung in der Praxis immer geringer ist als in der Theorie. Die Abweichung ist vor allem bei einem Pulsüberlappungsgrad von 99 % sehr groß. Der Grund dafür konnte im Rahmen dieser Arbeit nicht geklärt werden.

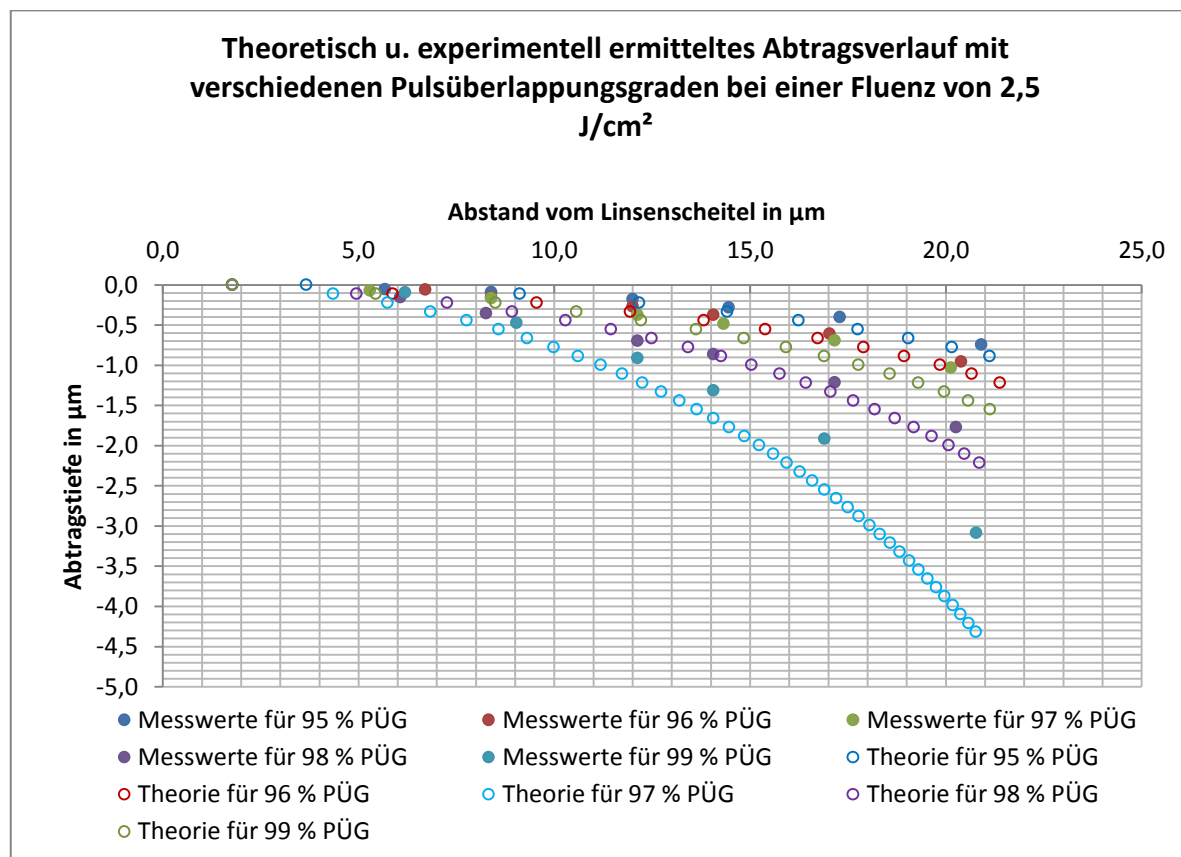


Abb. 51: Zeigt den theoretisch und experimentell ermittelten Abtragsverlauf der Linsen die mit der Halbkreismaske bei verschiedenen Pulsüberlappungsgraden, einer Fluenz von 2,5 J/cm² und 150 Hz Pulsfrequenz strukturiert wurden

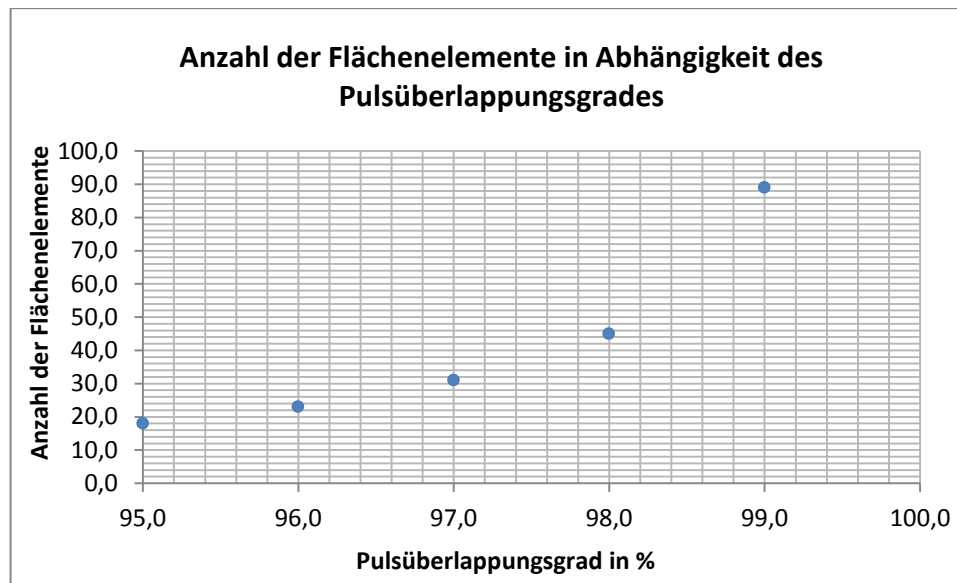


Abb. 52: Zeigt die Anzahl der Flächenelemente in Abhängigkeit des Pulsüberlappungsgrades für die Halbkreismaske.

Das Verhalten des mittleren Krümmungsradius in Abhängigkeit des Pulsüberlappungsgrades, wurde ebenso für die Linsen, die mit der halbelliptischen Maske strukturiert wurden untersucht. Es zeigt sich auch hier das gleiche Verhalten wie es zuvor bei den Linsen auftrat, die mit der Halbkreismaske strukturiert wurden. Der mittlere Krümmungsradius nimmt mit steigender Pulswiederholfrequenz ab (siehe Abb. 53). Auch bei diesen Linsen ist der Grund für das Verhalten die steigende Anzahl der Flächenelemente, die die Linse formen. Daraus resultiert wiederum eine größere Abtragstiefe mit steigendem Pulsüberlappungsgrad.

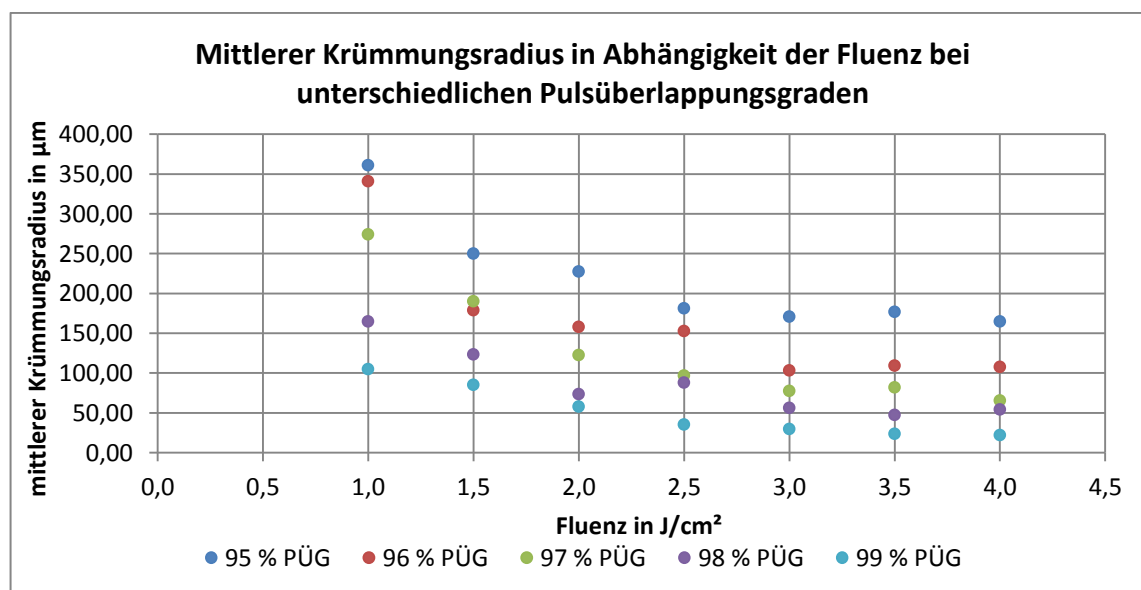


Abb. 53: Zeigt die Abnahme des mittleren Krümmungsradius in Abhängigkeit der Fluenz bei unterschiedlichem Pulsüberlappungsgrad und einer Pulswiederholfrequenz von 150 Hz

Demnach wirkt sich der Pulsüberlappungsgrad auch auf die Linsenkrümmung aus. Die Abb. 54 zeigt den Abtragsverlauf für eine Linsenhälfte. Mit steigendem Pulsüberlappungsgrad nimmt die Linsenkrümmung immer stärker zu. Dies wurde ebenfalls bei der Strukturierung mit der Halbkreismaske festgestellt. Demnach muss der Grund die nichtlineare Zunahme der Flächenelemente mit steigendem Pulsüberlappungsgrad sein.

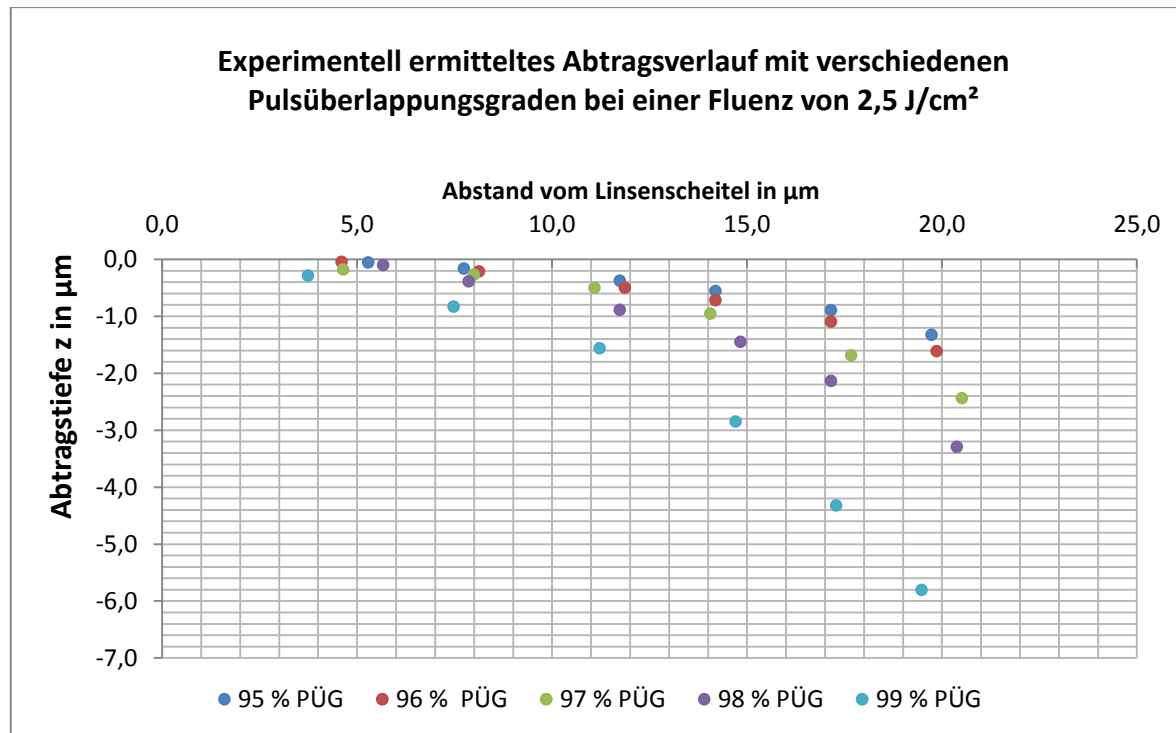


Abb. 54: Zeigt den experimentell ermittelten Abtragsverlauf der Linsen die mit der halbelliptischen Maske bei verschiedenen Pulsüberlappungsgraden, einer Fluenz $2,5 \text{ J/cm}^2$ und 100 Hz Pulswiederholffrequenz strukturiert wurden

Der direkte Vergleich der Abtragsverläufe der beiden Masken zeigt den Einfluss der Maskengeometrie. Demnach ist die Linsenkrümmung bei Verwendung der halbelliptischen Maske immer größer, als bei der Strukturierung mit der Halbkreismaske. Damit wirkt sich eine Erhöhung des Pulsüberlappungsgrades, bei der halbelliptischen Maske, viel stärker auf die Linsenkrümmung aus, als bei der Halbkreismaske. In der Abb. 55 ist der Vergleich der Abtragsverläufe beider Masken dargestellt.

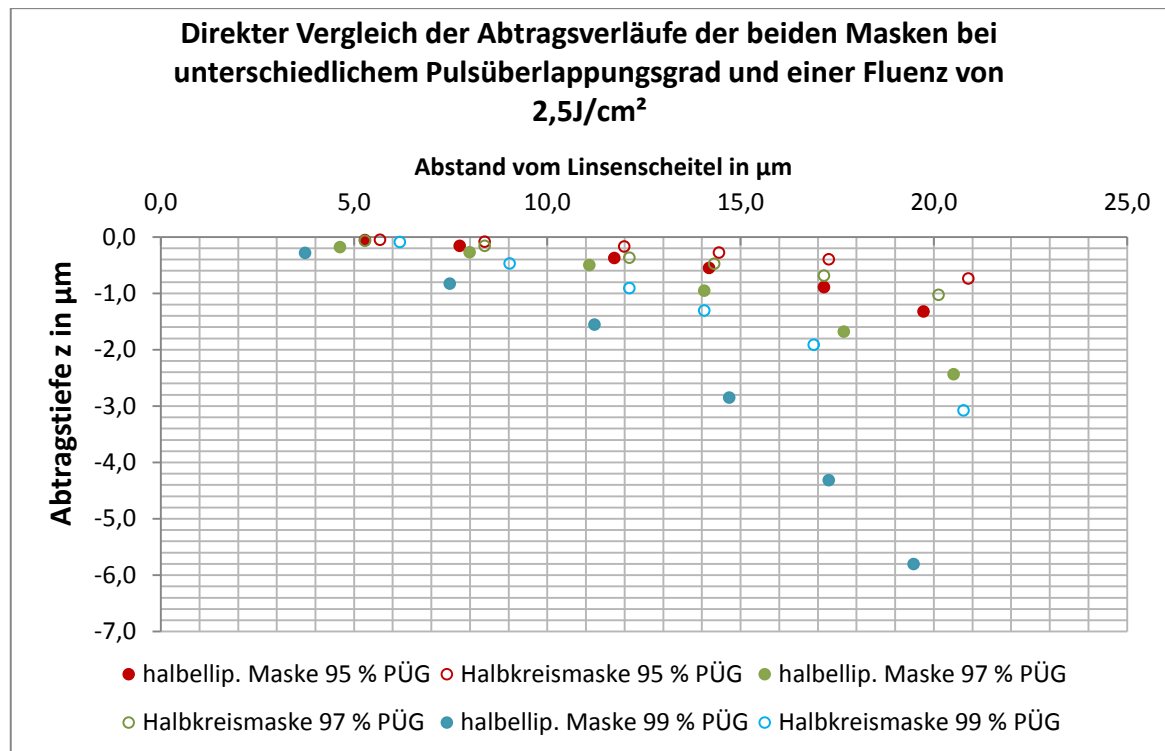


Abb. 55: Zeigt den direkten Vergleich der Abtragsverläufe beider Masken bei gleicher Fluenz und verschiedenen Pulsüberlappingsgraden

Die Ergebnisse dieses Abschnittes zeigen, dass durch die Variation der Pulswiederhol frequenz die Linsenkrümmung variiert werden kann. Der Einfluss der Maske ngeometrie ist ebenfalls ersichtlich geworden. Demnach steigt die Linsenkrümmung mit Veränderung der Maske ngeometrie hin zu einer Ellipse. Die Pulswiederhol frequenz hatte keinen Einfluss auf den Abtragsverlauf.

4.2.4. Oberflächenrauigkeit der Zylinderlinsen

Bei der Ermittlung der Oberflächenrauigkeit mit dem Konfokalmikroskop musste die in Abb. 30 zu sehende periodische Wellenstruktur der Oberfläche berücksichtigt werden. Das heißt, dem verwendeten Gaußfilter muss die Grenzwellenlänge vorgegeben werden. Die Grenzwellenlänge entspricht dabei dem Abstand zweier Wellenberge auf der Oberfläche der Struktur. Um die Grenzwellenlänge zu bestimmen wurden Profilschnitte durch die Linsenstruktur erzeugt. Diese Profilschnitte verlaufen entlang des Linsenscheitels. In der Abb. 56 ist der Profilschnitt einer Linse gezeigt, die mit der Halbkreismaske strukturiert wurde. Anhand dieser Profilschnitte konnte die Grenzwellenlänge ermittelt werden. Um einen möglichst ge-

neuen Wert zu erhalten, wurde der Abstand über mehrere Perioden gemessen und anschließend durch die Anzahl dividiert.

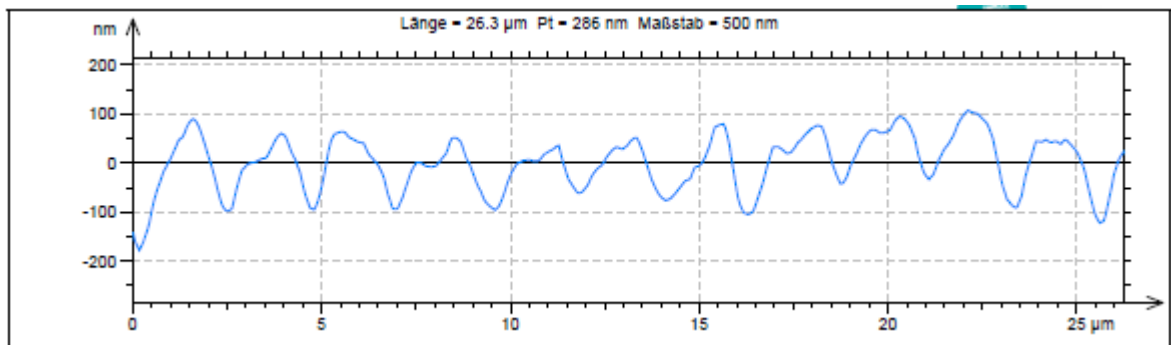


Abb. 56: Profilschnitt entlang des Linsenscheitels bei einer Linse, die mit einer Fluenz von $2,5 \text{ J/cm}^2$, einem Pulsüberlappungsgrad, einer Pulsfrequenz von 100 Hz mit der Halbkreismaske strukturiert wurde.

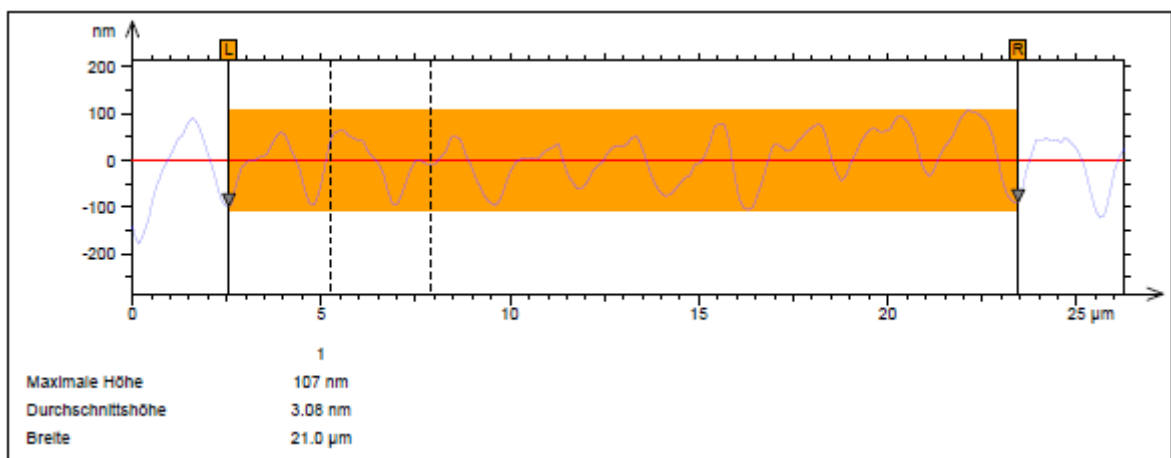


Abb. 57: Messung der Grenzwellenlänge über mehrere Perioden

Aus den Messungen ergeben sich die in der Tab. 3: und Tab. 4: eingetragenen Grenzwellenlängen bei den verschiedenen Pulsüberlappungsgraden.

Tab. 3: Grenzwellenlängen für die Linsen, die mit der Halbkreismaske strukturiert wurden

Pulsüberlappungsgrad [%]	95	96	97	98	99
Grenzwellenlänge [μm]	2,8	2,3	1,7	1,2	0,8

Tab. 4: Grenzwellenlängen für die Linsen, die mit der halbelliptischen Maske strukturiert wurden

Pulsüberlappungsgrad [%]	95	96	97	98	99
Grenzwellenlänge [μm]	2,6	2,2	1,6	1,2	0,8

Anhand der ermittelten Grenzwellenlängen konnte die Oberflächenrauigkeit der Linsen gemessen werden. Für die Linsen, die mit der Halbkreismaske strukturiert wurden, sind die Ergebnisse in der Abb. 58 dargestellt.

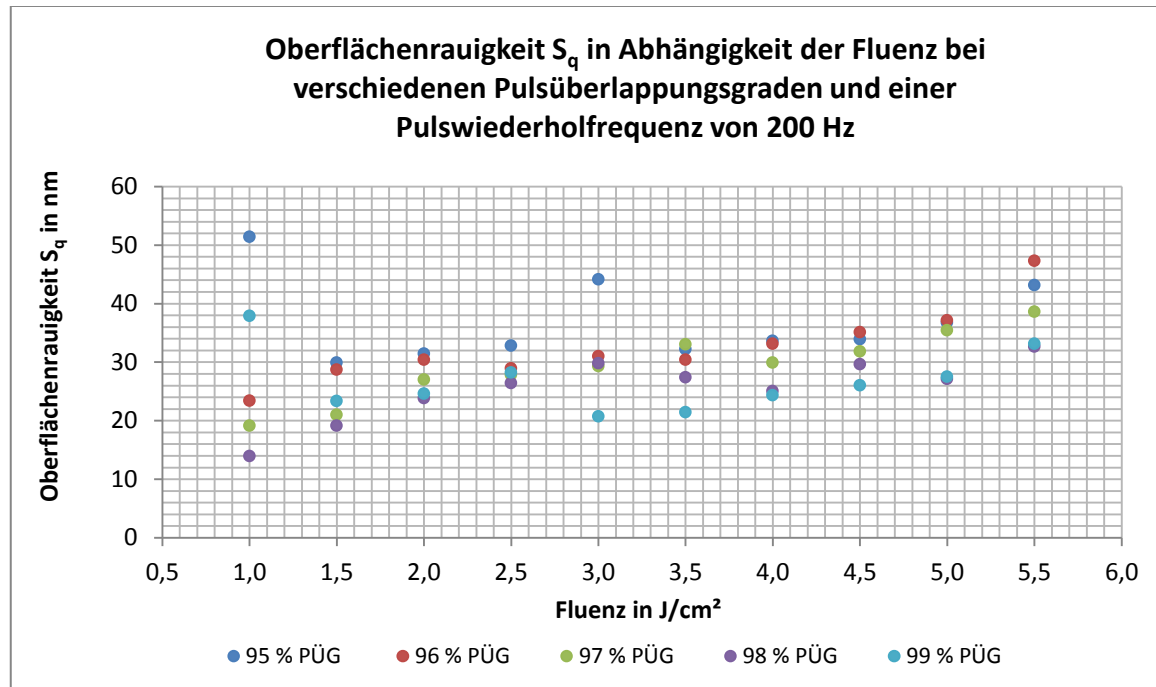


Abb. 58: Oberflächenrauigkeit S_q in Abhängigkeit der Fluenz für verschiedene Pulsüberlappungsgrade bei 200 Hz Pulsfrequenz.

Die Abb. 58 zeigt das Verhalten der Oberflächenrauigkeit in Abhängigkeit der Fluenz für die verwendeten Pulsüberlappungsgrade. Darin ist zu erkennen, dass sich die Oberflächenrauigkeit, im dargestellten Fluenzintervall, im Bereich zwischen 13 nm bis etwa 50 nm bewegt. Bei Fluenz von 1 J/cm^2 bis 2,5 J/cm^2 steigt die Oberflächenrauigkeit an. Im mittleren Fluenzbereich ist diese einigermaßen konstant und steigt gegen Ende des Fluenzintervalls wieder an. Bei der Betrachtung der Oberflächenrauigkeit für jeden Pulsüberlappungsgrad, kann näherungsweise gesagt werden, dass mit zunehmendem Pulsüberlappungsgrad die Oberflächenrauigkeit geringer wird. Dennoch zeigen sich auch Ausreißer der Oberflächenrauigkeit. Bei einer Fluenz von 1 J/cm^2 und 3 J/cm^2 ist der Wert der Oberflächenrauigkeit bei einem Pulsüberlappungsgrad von 95 % wesentlich höher, als bei anderen Pulsüberlappungsgraden. Zudem ist bei 99 % Pulsüberlappungsgrad und einer Fluenz von 1 J/cm^2 ebenfalls eine Abweichung fest zu stellen. Diese Abweichungen sind auf Debris zurückzuführen, der sich auf der Oberfläche der Linsen befindet und durch die Reinigung nicht entfernt werden konnte. Durch das Debris

auf der Oberfläche werden auch die Messungen bei anderen Pulsüberlappungsgraden beeinflusst. Aus diesem Grund konnte auch nur näherungsweise gesagt werden, dass die Oberflächenrauigkeit mit steigendem Pulsüberlappungsgrad abnimmt. Denn ein ähnliches Verhalten der Oberflächenrauigkeit ist auch bei niedrigeren Pulswiederhol frequenzen zu beobachten. Die Abb. 59 zeigt dieses Verhalten bei 150 Hz Pulswiederhol frequenz.

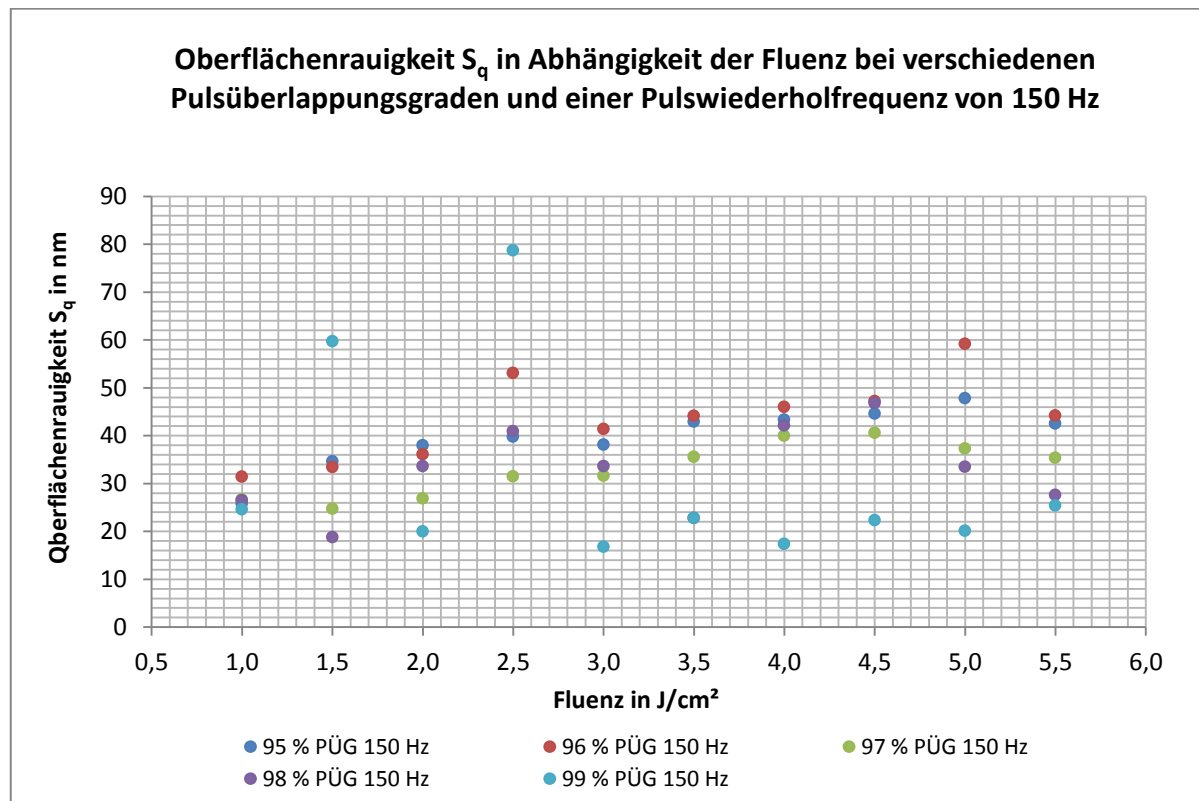


Abb. 59: Oberflächenrauigkeit S_q in Abhängigkeit der Fluenz für verschiedene Pulsüberlappungsgrade bei 150 Hz Pulswiederhol frequenz

In der Abb. 59 ist ein ähnlicher Verlauf der Oberflächenrauigkeit zu sehen wie in Abb. 58. In diesem Fall ist die Oberflächenrauigkeit bei 99 % Pulsüberlappungsgrad am niedrigsten. Lediglich zwei Ausreißer bei 1,5 J/cm^2 und 2,5 J/cm^2 sind festzustellen. Ebenso gibt es auch zwei Ausreißer bei 96 % Pulsüberlappungsgrad. Diese sind bei 2,5 J/cm^2 und bei 5 J/cm^2 zu verzeichnen. Dies ist ebenfalls auf Debris zurückzuführen. Mit Ausnahme der Ausreißer bewegt sich die Oberflächenrauigkeit im dargestellten Fluenzintervall, ähnlich wie bei 200 Hz Pulswiederhol frequenz, im Bereich zwischen ca. 16 nm und ca. 50 nm. Bei 100 Hz Pulswiederhol frequenz zeigte sich eine Kuriosität des Verhaltens der Oberflächenrauigkeit bei einem Pulsüberlappungsgrad von 99 %. Denn die Oberflächenrauigkeit ist hier

unerwartet hoch (siehe Abb. 60). Während die Oberflächenrauigkeit bei den anderen Pulsüberlappungsgraden sich ähnlich wie bei 150 Hz und 200 Hz verhält. Der Grund für die hohen Werte bei 99 % Pulsüberlappungsgrad kann nicht allein auf Debris zurückgeführt werden. Bei zukünftigen Untersuchungen sollte deshalb dieser Sachverhalt noch einmal überprüft werden.

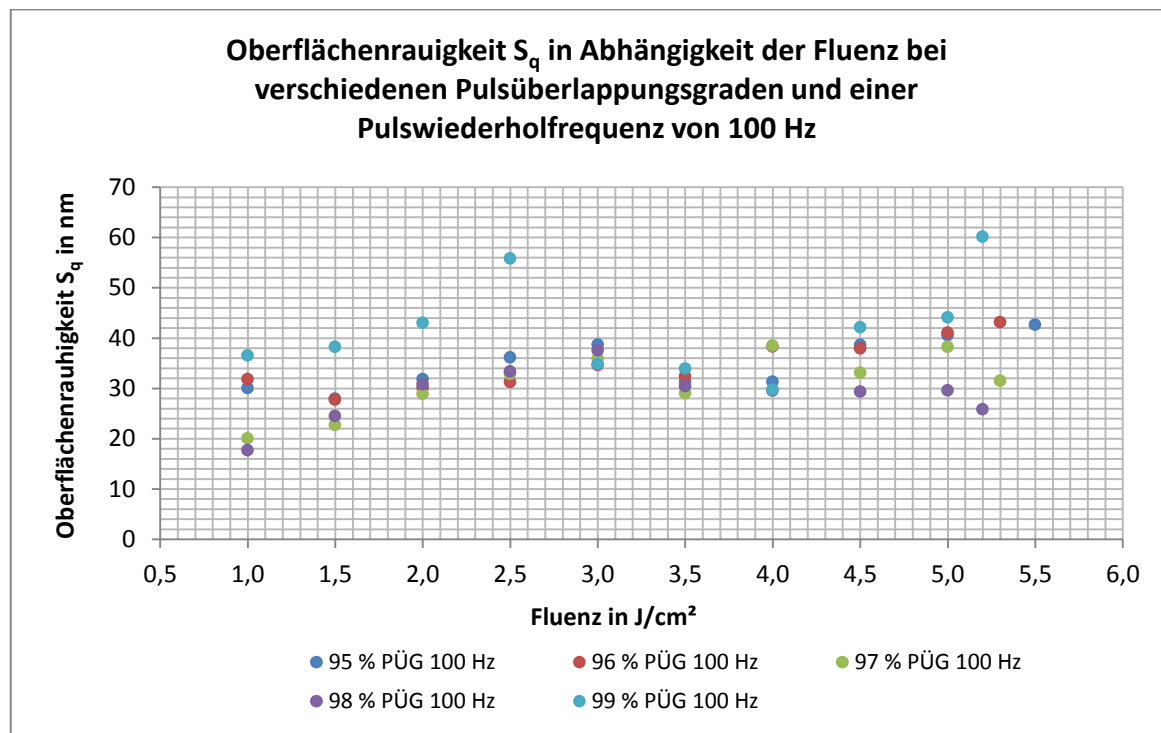


Abb. 60: Oberflächenrauigkeit S_q in Abhängigkeit der Fluenz für verschiedene Pulsüberlappungsgrade bei 100 Hz Pulswiederholfrequenz.

Um eine Aussage treffen zu können, ob die erzielten Werte der Oberflächenrauigkeiten für die Herstellung von Mikrozyylinderlinsen geeignet sind, werden diese anhand des Qualitätskriteriums für optische Linsen bewertet. Nach diesem Kriterium muss die Oberflächenrauigkeit ein Zehntel der Wellenlänge des Lichts betragen, das durch die Linse transmittiert wird. Das verwendete D263T hat im Wellenlängenbereich von ca. 380 nm bis 2700 nm einen hohen Transmissionsgrad (siehe Abb. 10). Der größte gemessene Wert der Oberflächenrauigkeit, ohne Berücksichtigung der Ausreißer, liegt bei 47,8 nm, wenn die Strukturierung mit der Halbkreismaske erfolgte. Dieser Wert wurde mit dem Faktor zehn multipliziert. Damit ergibt sich die Wellenlänge des Lichts, für die das Qualitätskriterium für optische Linsen noch erfüllt ist. Sie liegt bei 478 nm. Demnach sind die hergestellten Linsen für einen Wellenlängenbereich von 478 nm bis 2700 nm gut geeignet. Für eine

Eignung im kürzeren Wellenlängenbereich von 478 nm bis 380 nm, muss die Strukturierung mit einer Fluenz unterhalb von 5,5 J/cm² erfolgen. Anhand des Qualitätskriteriums kann gesagt werden, dass die erzielten Oberflächenrauigkeiten der Linsen, die mit der Halbkreismaske strukturiert wurden, sehr gut sind.

Die Oberflächenrauigkeit der Linsen die mit der halbelliptischen Maske erzielt wurden, sind in der nachfolgenden Abbildungen dargestellt.

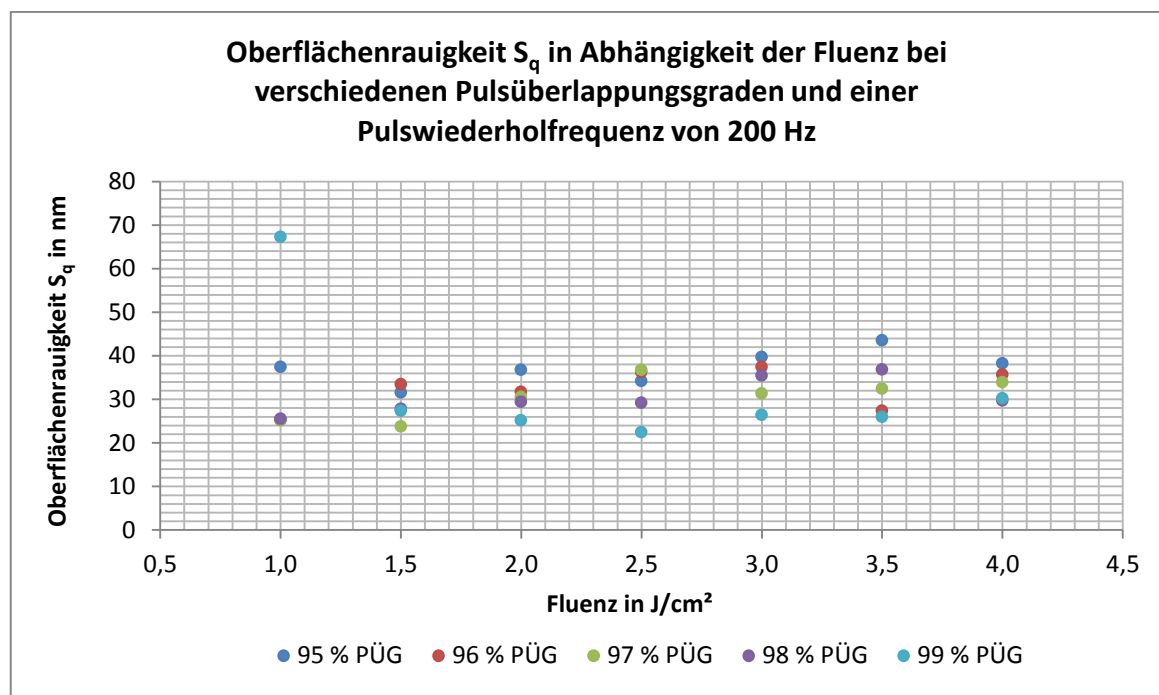


Abb. 61: Oberflächenrauigkeit S_q in Abhängigkeit der Fluenz für verschiedene Pulsüberlappungsgrade bei 200 Hz Pulswiederholfrequenz

In der Abb. 61 ist die Oberflächenrauigkeit in Abhängigkeit der Fluenz für die verwendeten Pulsüberlappungsgrade dargestellt. Es ist zu erkennen, dass die Oberflächenrauigkeit, im dargestellten Fluenzintervall, im Bereich zwischen 22 nm und 43 nm liegt. Die Oberflächenrauigkeiten für die einzelnen Pulsüberlappungsgrade zeigen keinen spezifischen Anstieg oder Abfall. Sie schwanken über das gesamte Fluenzintervall im Bereich von 22 nm bis 43 nm. Bei einer Fluenz von 1 J/cm² und einem Pulsüberlappungsgrad von 99 %, ist wieder ein Ausreißer auszumachen, der wiederum durch Debris auf der Oberfläche der Linse erklärbar ist. Die näherungsweise Annahme, dass mit steigendem Pulsüberlappungsgrad die Oberflächenrauigkeit sinkt, kann hier nicht beobachtet werden. dies trifft nur für einen Pulsüberlappungsgrad von 99 % zu. Bei einer Pulswiederholfrequenz von 150 Hz

zeigt sich ein etwas anderes Verhalten (Abb. 62). Hier nimmt die Oberflächenrauigkeit bis zu einer Fluenz von $3,5 \text{ J/cm}^2$ zu. Im Fluenzintervall liegen die Oberflächenrauigkeiten, ohne Berücksichtigung der Ausreißer, im Bereich von 20 nm bis $43,5 \text{ nm}$. Zudem zeigen sich auch hier wieder Ausreißer bei einem Pulsüberlappungsgrad von 99% . Diese liegen bei einer Fluenz von $2,5 \text{ J/cm}^2$ und 4 J/cm^2 . Ein weiterer Ausreißer ist noch bei einem Pulsüberlappungsgrad von 96% und einer Fluenz von $3,5 \text{ J/cm}^2$ zu sehen. Dies ist jedoch ein Einzelfall.

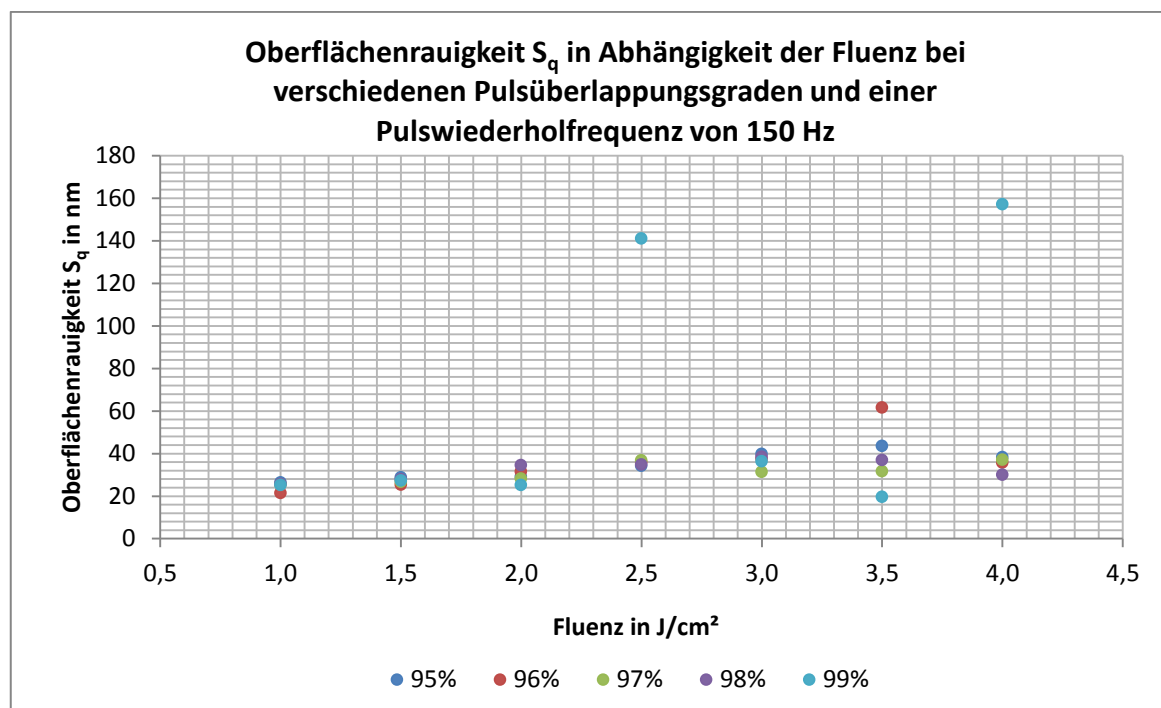


Abb. 62: Oberflächenrauigkeit S_q in Abhängigkeit der Fluenz für verschiedene Pulsüberlappungsgrade bei 150 Hz Pulswiederholfrequenz

Bei einer Pulswiederholfrequenz von 100 Hz , zeigen sich wieder bei einem Pulsüberlappungsgrad von 99% zwei Ausreißer (Abb. 63). Einer bei einer Fluenz von $1,5 \text{ J/cm}^2$ und der Andere bei 3 J/cm^2 . Weshalb dies Ausreißer so gehäuft bei einem Pulsüberlappungsgrad von 99% auftreten kann nicht nur durch Debris auf der Linsenoberfläche erklärt werden. Dieses Verhalten sollte in weiterführenden Untersuchungen noch einmal beobachtet werden. Bei 100 Hz liegen die Oberflächenrauigkeiten im Bereich von $20,3 \text{ nm}$ bis $55,4 \text{ nm}$.

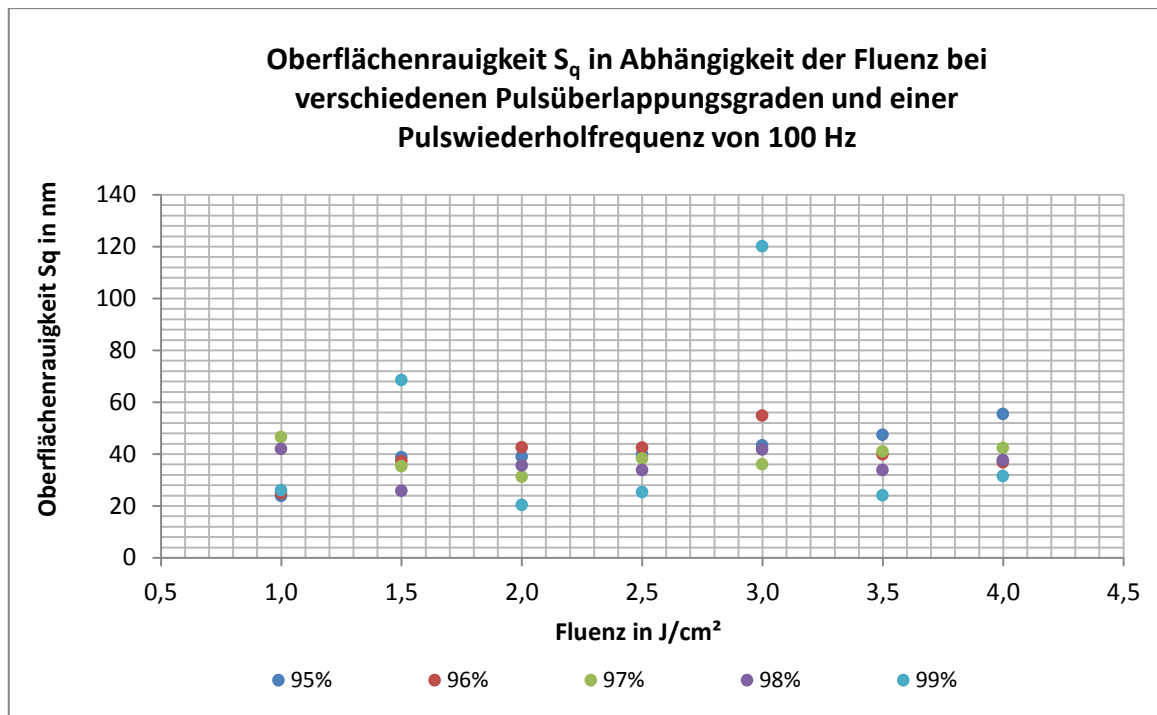


Abb. 63: Oberflächenrauigkeit S_q in Abhängigkeit der Fluenz für verschiedene Pulsüberlappungsgrade bei 100 Hz Pulswiederholfrequenz

Wie bereits bei den Oberflächenrauigkeiten der Linsen, die mit der Halbkreismaske strukturiert wurden. Werden die Oberflächenrauigkeiten auch hier anhand des Qualitätskriteriums für optische Linsen bewertet. Der Größte gemessene Wert der Oberflächenrauigkeit lag bei 55,7 nm. Dementsprechend ist die kürzeste Wellenlänge des Lichtes, die das Qualitätskriterium erfüllt, bei 557 nm. Demnach sind die hergestellten Linsen für einen Wellenlängenbereich von 557 nm bis 2700 nm gut geeignet. Damit liegt der Wellenlängenbereich der Linsen, die mit der halbelliptischen Maske strukturiert wurden etwas höher, als bei den zuvor untersuchten Linsen. Diese Aussage gilt aber nur für die hier ermittelten Ergebnisse und kann nicht verallgemeinert werden, da der Einfluss des Debris auf die Oberflächenrauigkeit nicht genau bekannt ist.

In diesem Abschnitt konnte nur festgestellt werden, dass die Oberflächenrauigkeit eine leichte Abhängigkeit von der Fluenz zeigt. Für den Pulsüberlappungsgrad und die Pulswiederholfrequenz kann kein grundlegender Zusammenhang erkannt werden. Aus diesem Grund sollte dies bei zukünftigen Untersuchungen ebenfalls geprüft werden.

5. Zusammenfassung und Ausblick

Mit der Fluorlasermikrostrukturierung lassen sich prinzipiell Mikrozyylinderlinsen in D263T herstellen. In den Untersuchungen zeigte sich, dass die verwendeten Maskengeometrien nicht für die Herstellung sphärischer Mikrozyylinderlinsen geeignet sind. Die verwendeten Masken lassen Linsen entstehen, deren Krümmungsradius entlang der Linsenfläche abnimmt. Zudem findet an den Randbereichen der Linsen ein sehr starkes Abknicken der Linsenkrümmung statt. Dieses Verhalten konnte auch anhand der theoretischen Berechnungen gezeigt und begründet werden. Für zukünftige Versuche sollte deshalb die Maskengeometrie entsprechend angepasst werden. Eine Möglichkeit wäre, das Abtragsverhalten zu simulieren und dadurch eine geeignete Maskengeometrie zu finden. Der Einfluss der Fluenz und des Pulsüberlappingsgrad ließ sich in den durchgeführten Berechnungen und Untersuchungen ebenfalls zeigen. Durch die Variation der Fluenz kann die Linsenkrümmung verändert werden. Mit steigender Fluenz nimmt diese zu. Allerdings ist die Zunahme der Linsenkrümmung nicht linear von der Fluenz abhängig. Denn je größer die Fluenz wird, desto geringer ist die Zunahme der Linsenkrümmung. Die Variation der Fluenz kann in weiterführenden Untersuchungen als Möglichkeit zur Feineinstellung der Linsenkrümmung verwendet werden. Die Veränderung des Pulsüberlappingsgrad bewirkt ebenfalls eine Änderung der Linsenkrümmung. Es konnte gezeigt werden, dass eine Erhöhung des Pulsüberlappingsgrades auch die Linsenkrümmung erhöht. Im Gegensatz zur Fluenzabhängigkeit, steigt die Linsenkrümmung mit zunehmendem Pulsüberlappingsgrad immer stärker an. Auf der Oberfläche der Linsen konnte ebenso eine Abhängigkeit vom Pulsüberlappingsgrad beobachtet werden. Es zeigte sich eine periodische Wellenstruktur. Diese ist beim kleinsten Pulsüberlappingsgrad sehr stark ausgeprägt. Mit der Zunahme des Pulsüberlappingsgrades verringert sich die Periode der Wellenstruktur bis sie nicht mehr nachweisbar ist. Bezogen auf dieses Verhalten, sollten zukünftige Linsen mit einem hohem Pulsüberlappingsgrad strukturiert werden, um möglichst ebene Oberflächen zu erhalten. Die Oberflächenrauigkeiten der erzeugten Linsen sind sehr gut. Die Untersuchungen zeigten, dass die Oberflächenrauigkeit mit steigender Fluenz geringfügig zunimmt. Der Wirkung des Pulsüberlappingsgrades sowie der Pulswiederholfrequenz konnte nicht eindeutig geklärt werden. In Zukunft sollte noch über ein effektiveres Reinigungsverfahren nachgedacht werden, da dadurch eventuell die Oberflächenrauigkeit weiter reduziert werden kann.

Literaturverzeichnis

- [3dm05] 3D Micromac AG, Chemnitz, Technikhandbuch Fluor Laser Station EX-157
- [Bäu00] Bäuerle, Dieter: Laserprocessing and chemistry, 3. Auflage, Springer Verlag, Berlin Heidelberg, 2000
- [Ber09] Bertram, René: Fluorlasermikrobearbeitung von ausgewählten Materialien, Mittweida, Hochschule Mittweida, Mathematik / Physik / Informatik, Diplomarbeit, 2009
- [Bli10] Bliedner, Jens; Gräfe, Günter: „Optiktechnologien Grundlagen-Verfahren-Anwendungen-Beispiele“, 2. aktualisierte Auflage, Leipzig: Carl Hanser Verlag, 2010
- [Bro06] Brokmann, Ulrike; Hülsenberg, Dagmar; Stubenrauch, Mike; Hoffmann, Martin; Hirt, Ilona: „Glas in der Mikrotechnik“, Präsentation, Juli 2006
- [Häh06] Hähnel, Falk: Mikrostrukturierung mittels Fluorlaser, Mittweida, Hochschule Mittweida, Mathematik / Physik / Informatik, Diplomarbeit, 2006
- [Lam00] Lambda Physik: User Manual; LPF 200i; 09/00
- [Mic05] 3D Micromac AG, Chemnitz, Benutzerhandbuch Fluor Laser Station EX-157, 2005
- [Pfe11] Pfeifer, M.: Herstellung von Blaze-Gittern in Quarzglas durch Mikrostrukturierung mittels F₂-Laser, Mittweida, Hochschule Mittweida, Mathematik/Naturwissenschaften/Informatik, Forschungs- und Entwicklungsprojekt 1, 2011

- [Pfe12] Pfeifer, M.: F₂-Lasermikrostrukturierung von diffraktiven optischen Elementen in Quarzglas, Mittweida, Hochschule Mittweida, Mathematik/Naturwissenschaften/Informatik, Masterarbeit, 2012
- [Püs14] Püschel, T.: Abtragsuntersuchungen an Corning 7980 und D263T mittels Fluorlaser, Mittweida, Hochschule Mittweida, Mathematik/Naturwissenschaften/Informatik, Praxisbericht, 2014
- [Ris11] Risse, Andreas: Fertigungsverfahren der Mechatronik, Feinwerk- und Präzisionsgerätetechnik, Springer Verlag, 2012
- [Uqg99] URL:http://www.uqgoptics.com/materials_commercial_schott_D263T.aspx, verfügbar am 07.06.2014 15:00 Uhr

Anhang

Anl. 1 . 1: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappingsgrad von 95 % und einer Pulswiederholffrequenz von 200 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	7,10	12,00	15,55	20,00	22,25	#
1,5	8,75	12,25	14,95	18,95	21,50	22,40
2,0	8,40	9,60	12,60	14,30	16,90	21,40
2,5	5,95	9,05	12,70	16,50	20,05	21,60
3,0	5,80	10,75	16,40	18,25	19,50	21,65
3,5	6,95	8,75	13,30	16,70	19,30	21,30
4,0	5,15	11,85	15,50	18,70	19,35	22,15
4,5	6,05	8,90	12,60	15,25	18,75	20,95
5,0	6,25	9,05	12,90	15,15	16,95	21,10
5,5	4,71	10,20	13,25	16,65	20,40	#

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,032	-0,141	-0,252	-0,383	-0,488	#
1,5	-0,059	-0,179	-0,288	-0,479	-0,665	-0,769
2,0	-0,064	-0,136	-0,221	-0,258	-0,406	-0,698
2,5	-0,040	-0,092	-0,188	-0,329	-0,605	-0,770
3,0	-0,054	-0,229	-0,432	-0,678	-0,858	-1,170
3,5	-0,055	-0,140	-0,310	-0,497	-0,675	-0,874
4,0	-0,051	-0,354	-0,515	-0,762	-0,896	-1,210
4,5	-0,075	-0,209	-0,355	-0,482	-0,828	-1,070
5,0	-0,073	-0,178	-0,399	-0,557	-0,711	-1,080
5,5	-0,055	-0,174	-0,378	-0,624	-0,924	#

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	787,672	510,709	479,893	522,385	507,480	#	561,63
1,5	648,864	419,258	388,169	375,086	347,889	326,626	417,65
2,0	547,858	338,892	359,296	396,427	351,939	328,401	387,14
2,5	444,775	425,712	422,328	413,918	332,536	303,346	390,44
3,0	313,833	252,434	311,512	245,960	222,020	200,894	257,78
3,5	441,549	273,508	285,461	280,822	276,256	259,985	302,93
4,0	260,050	198,514	233,510	229,836	209,389	203,342	222,44
4,5	243,405	189,602	223,783	241,488	212,710	205,630	219,44
5,0	269,062	230,152	208,733	206,313	202,397	206,656	220,55
5,5	200,971	299,053	232,415	222,445	225,657	#	236,11

Anl. 1 . 2: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappungsgrad von 96 % und einer Pulswiederholfrequenz von 200 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0						
1,5	7,95	11,05	14,60	18,90	21,10	22,40
2,0	7,85	12,40	16,85	20,95	22,20	
2,5	4,33	10,40	13,75	17,30	19,80	21,85
3,0	7,35	10,20	11,40	14,00	15,85	18,95
3,5	7,85	11,05	15,05	18,60	20,05	22,15
4,0	7,55	11,80	15,30	16,40	19,70	21,15
4,5	6,70	9,95	13,50	18,30	21,65	
5,0	4,58	8,90	12,40	14,65	18,40	20,95
5,5	6,20	6,50	9,35	14,65	18,05	20,70

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0						
1,5	-0,099	-0,190	-0,278	-0,568	-0,725	-0,997
2,0	-0,110	-0,240	-0,389	-0,836	-1,040	
2,5	-0,085	-0,199	-0,324	-0,525	-0,741	-0,986
3,0	-0,117	-0,201	-0,263	-0,392	-0,484	-0,774
3,5	-0,078	-0,292	-0,489	-0,781	-0,987	-1,290
4,0	-0,124	-0,381	-0,604	-0,706	-1,200	-1,210
4,5	-0,176	-0,365	-0,589	-1,030	-1,510	
5,0	-0,085	-0,347	-0,498	-0,664	-1,050	-1,440
5,5	-0,158	-0,158	-0,347	-0,776	-1,060	-1,380

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0							
1,5	319,254	321,417	383,520	314,729	307,404	63,407	284,96
2,0	280,157	320,453	365,133	262,919	237,462		293,23
2,5	110,076	271,858	291,925	285,301	264,905	61,018	235,00
3,0	230,924	258,906	247,204	250,196	259,769	58,382	217,56
3,5	395,562	209,226	231,842	221,876	204,142	48,186	218,47
4,0	229,911	182,920	194,085	190,835	162,304	46,816	167,81
4,5	127,616	135,802	155,006	163,083	155,961		147,49
5,0	123,433	114,309	154,627	161,945	161,744	38,819	125,81
5,5	121,725	133,782	126,143	138,676	154,210	39,503	119,01

Anl. 1.3: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappungsgrad von 97 % und einer Pulswiederholfrequenz von 200 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	6,00	10,60	14,00	16,00	19,75	22,00
1,5	5,25	9,25	12,20	15,30	19,85	22,20
2,0	4,71	8,75	12,05	14,15	16,65	21,10
2,5	7,55	10,25	12,50	16,05	19,05	21,70
3,0	7,15	9,40	12,75	16,25	19,15	22,00
3,5	6,60	9,55	12,75	16,50	19,40	21,85
4,0	5,35	9,40	11,70	14,40	15,70	18,65
4,5	5,75	7,50	8,60	12,05	16,70	20,60
5,0	5,05	7,25	10,95	13,55	17,10	21,25
5,5	3,55	6,15	10,15	14,85	19,75	

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,034	-0,123	-0,257	-0,376	-0,606	-0,803
1,5	-0,055	-0,153	-0,267	-0,395	-0,793	-1,110
2,0	-0,067	-0,169	-0,334	-0,462	-0,742	-1,180
2,5	-0,143	-0,284	-0,392	-0,685	-1,040	-1,360
3,0	-0,168	-0,285	-0,507	-0,862	-1,140	-1,730
3,5	-0,179	-0,472	-0,833	-1,440	-2,010	-2,710
4,0	-0,187	-0,519	-0,667	-0,852	-1,010	-1,350
4,5	-0,202	-0,284	-0,403	-0,697	-1,200	-1,960
5,0	-0,127	-0,287	-0,545	-0,836	-1,340	-2,140
5,5	-0,130	-0,250	-0,618	-1,130	-1,840	

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	526,333	456,809	381,451	340,614	322,137	301,771	388,19
1,5	252,894	279,693	278,860	296,514	248,834	222,555	263,23
2,0	165,094	226,601	217,536	216,922	187,179	189,238	200,43
2,5	199,381	185,111	199,494	188,374	174,992	173,801	184,35
3,0	152,234	155,160	160,572	153,600	161,413	140,749	153,95
3,5	121,765	96,849	97,993	95,251	94,627	89,440	99,32
4,0	76,624	85,385	102,950	122,116	122,530	129,498	106,52
4,5	81,939	99,174	91,963	104,511	116,804	109,235	100,60
5,0	100,467	91,716	110,275	110,228	109,778	106,575	104,84
5,5	48,536	75,770	83,661	98,141	106,915		82,60

Anl. 1 . 4: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappungsgrad von 98 % und einer Pulswiederholfrequenz von 200 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	8,05	10,20	14,00	16,45	19,30	21,50
1,5	4,45	9,15	10,30	12,30	15,50	21,15
2,0	5,25	8,85	13,05	16,00	19,05	21,55
2,5	6,70	8,65	12,05	14,05	17,05	20,00
3,0	7,10	10,05	12,05	15,95	21,70	
3,5	6,20	6,50	9,35	14,65	18,05	20,70
4,0	5,40	8,30	11,10	14,45	16,95	22,05
4,5	5,75	9,35	11,35	14,75	17,80	21,25
5,0	4,50	7,50	9,50	13,50	16,50	20,70
5,5	5,35	8,40	11,55	14,15	17,35	21,10

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,122	-0,222	-0,352	-0,544	-0,789	-1,030
1,5	-0,131	-0,323	-0,447	-0,569	-0,802	-1,640
2,0	-0,159	-0,329	-0,690	-0,953	-1,350	-1,870
2,5	-0,256	-0,400	-0,669	-0,914	-1,300	-1,860
3,0	-0,208	-0,486	-0,642	-1,210	-2,390	
3,5	-0,167	-0,201	-0,457	-1,030	-1,651	-1,960
4,0	-0,157	-0,326	-0,730	-1,120	-1,170	-3,000
4,5	-0,277	-0,478	-0,804	-1,290	-1,870	-2,880
5,0	-0,137	-0,404	-0,709	-1,080	-1,680	-2,940
5,5	-0,295	-0,620	-0,870	-1,290	-2,010	-3,040

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	265,645	234,435	278,585	248,988	236,446	224,908	248,17
1,5	75,648	129,763	118,892	133,228	150,183	137,199	124,15
2,0	86,754	119,196	123,753	134,789	135,083	125,107	120,78
2,5	87,804	93,728	108,857	108,445	112,459	108,457	106,39
3,0	121,282	104,155	113,407	105,730	99,708		108,86
3,5	115,173	105,200	95,877	104,701	99,482	110,289	105,12
4,0	92,945	105,823	84,755	93,775	123,364	82,534	97,20
4,5	59,818	91,685	80,515	84,972	85,652	79,836	80,41
5,0	73,974	69,818	64,000	84,915	81,867	74,342	74,82
5,5	48,660	57,213	77,103	78,251	75,886	74,745	68,64

Anl. 1.5: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappungsgrad von 99 % und einer Pulswiederholfrequenz von 200 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	6,90	10,85	12,95	16,15	18,70	21,30
1,5	5,13	9,25	12,95	16,00	18,40	21,50
2,0	4,84	6,30	8,85	14,60	17,50	21,30
2,5	5,40	7,55	10,90	13,10	15,15	17,80
3,0	6,20	9,75	13,55	16,25	17,70	19,95
3,5	5,05	7,55	9,85	13,55	16,60	19,15
4,0	6,20	7,70	10,65	13,40	16,50	18,25
4,5	6,19	9,03	12,13	14,06	16,90	18,96
5,0	6,06	9,29	12,00	14,19	17,03	19,87

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,278	-0,488	-0,721	-1,050	-1,470	-1,980
1,5	-0,270	-0,440	-1,010	-1,590	-2,060	-3,280
2,0	-0,207	-0,344	-0,767	-1,560	-2,210	-3,360
2,5	-0,302	-0,527	-0,967	-1,270	-1,710	-2,380
3,0	-0,286	-0,832	-1,670	-2,330	-2,820	-3,560
3,5	-0,240	-0,481	-1,050	-1,700	-2,640	-3,550
4,0	-0,439	-0,605	-1,320	-1,950	-2,870	-3,560
4,5	-0,323	-0,846	-1,609	-2,111	-3,087	-3,836
5,0	-0,430	-0,900	-1,666	-2,304	-3,407	-4,438

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	85,768	120,861	116,659	124,726	119,677	115,558	113,88
1,5	48,775	97,450	83,526	81,298	83,205	72,105	77,73
2,0	56,687	57,861	51,441	69,101	70,392	69,193	62,45
2,5	48,429	54,346	61,916	68,198	67,967	67,753	61,43
3,0	67,346	57,545	55,806	57,831	56,958	57,679	58,86
3,5	53,250	59,495	46,726	54,851	53,509	53,426	53,54
4,0	44,001	49,303	43,623	47,016	48,865	48,558	46,89
4,5	59,585	48,637	46,508	47,893	47,804	48,794	49,87
5,0	42,953	48,373	44,027	44,848	44,255	46,682	45,19

Anl. 2. 1: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappungsgrad von 95 % und einer Pulswiederholfrequenz von 150 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	3,42	9,29	12,13	13,93	16,90	20,64
1,5	8,13	9,55	13,94	13,94	17,29	20,90
2,0	6,32	8,77	12,26	14,06	17,42	20,52
2,5	5,68	8,39	12,00	14,45	17,29	20,90
3,0	8,26	10,06	12,26	14,06	17,16	20,65
3,5	6,32	9,03	12,00	13,68	17,16	19,87
4,0	6,97	9,03	12,13	14,06	17,03	20,26
4,5	6,32	9,55	12,25	14,06	17,03	20,12
5,0	6,32	9,03	12,25	14,06	17,03	20,25
5,5	6,45	9,03	12,00	14,06	17,03	19,99

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,026	-0,093	-0,133	-0,191	-0,268	-0,379
1,5	-0,052	-0,052	-0,152	-0,152	-0,292	-0,502
2,0	-0,020	-0,078	-0,174	-0,244	-0,440	-0,665
2,5	-0,056	-0,089	-0,177	-0,281	-0,400	-0,743
3,0	-0,064	-0,140	-0,183	-0,273	-0,439	-0,737
3,5	-0,059	-0,123	-0,199	-0,311	-0,515	-0,762
4,0	-0,054	-0,138	-0,247	-0,363	-0,551	-0,886
4,5	-0,079	-0,111	-0,264	-0,354	-0,557	-0,870
5,0	-0,052	-0,184	-0,338	-0,463	-0,674	-1,059
5,5	-0,078	-0,195	-0,320	-0,472	-0,688	-1,017

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	224,304	464,859	552,635	508,752	532,823	562,131	474,25
1,5	633,725	874,336	638,300	638,300	511,812	435,334	621,97
2,0	993,725	492,822	431,587	405,282	344,942	316,753	497,52
2,5	286,078	393,720	406,084	371,307	373,575	294,277	354,17
3,0	529,252	360,728	409,675	361,857	335,324	289,361	381,03
3,5	339,909	330,810	362,258	300,596	286,296	259,538	313,23
4,0	447,148	295,033	297,573	272,430	263,383	231,964	301,26
4,5	253,896	411,660	284,901	279,671	260,701	233,261	287,35
5,0	385,053	221,808	222,411	213,796	215,472	194,216	242,13
5,5	265,473	208,784	224,790	209,514	210,953	196,996	219,42

Anl. 2 . 2: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappungsgrad von 96 % und einer Pulswiederholfrequenz von 150 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	6,71	9,16	12,00	13,93	17,03	20,51
1,5	5,94	8,39	12,00	14,06	17,03	20,77
2,0	6,58	8,77	12,00	14,06	17,16	20,39
2,5	6,71	8,39	12,00	14,06	17,03	20,39
3,0	6,06	9,03	12,13	14,19	17,03	21,29
3,5	6,58	9,03	12,00	14,06	17,03	20,52
4,0	6,45	9,16	12,00	14,06	17,03	20,13
4,5	6,71	9,03	12,00	14,06	17,03	19,99
5,0	6,19	9,03	12,13	14,06	17,03	21,03
5,5	6,58	9,16	12,13	14,06	16,90	20,12

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,012	-0,069	-0,154	-0,197	-0,290	-0,448
1,5	-0,020	-0,083	-0,166	-0,220	-0,385	-0,669
2,0	-0,045	-0,093	-0,179	-0,260	-0,407	-0,717
2,5	-0,059	-0,148	-0,269	-0,372	-0,606	-0,954
3,0	-0,062	-0,173	-0,291	-0,388	-0,624	-1,133
3,5	-0,064	-0,150	-0,297	-0,397	-0,579	-1,023
4,0	-0,099	-0,198	-0,341	-0,454	-0,672	-1,066
4,5	-0,047	-0,208	-0,413	-0,554	-0,803	-1,214
5,0	-0,123	-0,225	-0,446	-0,565	-0,847	-1,575
5,5	-0,088	-0,260	-0,479	-0,618	-0,871	-1,368

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	1934,056	604,697	466,265	491,824	499,432	469,372	744,27
1,5	880,759	426,267	435,078	450,664	377,414	323,113	482,22
2,0	481,188	414,855	402,780	380,831	362,189	290,282	388,69
2,5	378,837	237,072	267,372	265,771	239,491	218,218	267,79
3,0	297,553	236,390	253,085	260,057	232,834	200,635	246,76
3,5	335,960	271,191	242,202	249,045	250,609	206,144	259,19
4,0	209,572	211,690	211,111	217,922	216,077	190,520	209,48
4,5	482,486	195,771	174,299	178,599	180,863	165,220	229,54
5,0	156,127	181,447	165,127	175,299	171,621	141,162	165,13
5,5	245,055	161,656	153,831	160,355	164,433	148,737	172,34

Anl. 2.3: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappungsgrad von 97 % und einer Pulswiederholfrequenz von 150 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	6,58	9,80	12,64	14,32	17,29	20,51
1,5	6,32	8,52	12,00	14,19	17,16	20,39
2,0	6,58	9,03	12,26	14,06	17,03	20,52
2,5	5,29	8,39	12,13	14,32	17,16	20,13
3,0	6,19	9,03	11,87	14,06	17,03	20,39
3,5	6,97	9,16	12,00	13,94	17,16	20,77
4,0	6,71	9,16	12,13	14,06	17,03	20,77
4,5	6,45	9,16	12,13	14,06	17,16	20,51
5,0	6,06	9,03	12,00	14,32	17,16	20,25
5,5	6,45	9,16	12,13	14,06	17,03	20,51

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,035	-0,047	-0,127	-0,189	-0,309	-0,505
1,5	-0,050	-0,101	-0,223	-0,313	-0,498	-0,758
2,0	-0,094	-0,149	-0,306	-0,402	-0,628	-0,948
2,5	-0,072	-0,165	-0,375	-0,483	-0,691	-1,032
3,0	-0,104	-0,207	-0,377	-0,525	-0,745	-1,301
3,5	-0,193	-0,309	-0,543	-0,671	-0,943	-1,604
4,0	-0,152	-0,265	-0,505	-0,651	-0,937	-1,450
4,5	-0,164	-0,348	-0,644	-0,799	-1,087	-1,617
5,0	-0,075	-0,295	-0,596	-0,831	-1,240	-1,865
5,5	-0,175	-0,428	-0,744	-0,943	-1,294	-1,956

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	616,566	1020,361	628,775	542,221	483,501	416,705	618,02
1,5	403,452	360,709	323,642	322,441	296,212	274,708	330,19
2,0	229,391	273,490	245,348	246,118	231,133	222,378	241,31
2,5	193,815	212,967	196,226	212,503	213,383	196,782	204,28
3,0	183,864	197,149	186,914	188,649	194,979	160,344	185,32
3,5	125,722	135,985	132,812	145,054	156,589	135,311	138,58
4,0	148,266	158,550	145,939	152,277	155,287	149,552	151,65
4,5	126,831	120,662	114,463	124,106	135,931	130,886	125,48
5,0	244,403	138,453	121,086	123,813	119,335	110,914	143,00
5,5	119,100	98,170	99,218	105,282	112,703	108,531	107,17

Anl. 2 . 4: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappungsgrad von 98 % und einer Pulswiederholfrequenz von 150 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	6,19	9,29	12,13	14,06	17,03	20,12
1,5	6,71	9,03	12,26	14,06	17,03	20,39
2,0	6,58	8,77	12,00	14,06	17,16	20,90
2,5	6,06	8,26	12,13	14,06	17,16	20,26
3,0	7,23	9,16	12,13	14,06	17,29	20,90
3,5	6,58	9,03	12,00	14,19	17,16	20,65
4,0	7,48	9,29	12,26	14,32	17,16	20,90
4,5	6,19	9,03	12,00	14,19	17,03	20,77
5,0	6,19	9,16	12,00	14,19	17,03	20,12
5,5	6,58	9,03	12,38	14,19	17,16	20,64

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,032	-0,079	-0,159	-0,222	-0,371	-0,626
1,5	-0,122	-0,209	-0,397	-0,522	-0,759	-1,131
2,0	-0,112	-0,240	-0,511	-0,655	-0,962	-1,563
2,5	-0,156	-0,354	-0,694	-0,863	-1,214	-1,771
3,0	-0,161	-0,328	-0,643	-0,858	-1,217	-2,011
3,5	-0,145	-0,434	-0,806	-1,075	-1,534	-2,415
4,0	-0,132	-0,213	-0,578	-0,870	-1,337	-2,282
4,5	-0,138	-0,429	-0,828	-1,105	-1,550	-2,439
5,0	-0,219	-0,466	-0,948	-1,346	-1,884	-2,633
5,5	-0,228	-0,472	-1,022	-1,366	-1,921	-2,826

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	608,234	542,729	461,075	444,445	390,452	323,528	461,74
1,5	184,066	195,643	189,284	189,877	191,401	184,289	189,09
2,0	193,054	160,382	141,103	151,284	153,523	140,542	156,65
2,5	117,766	96,430	106,298	115,004	121,879	116,733	112,35
3,0	162,205	128,213	114,767	115,741	123,461	109,659	125,67
3,5	149,582	94,243	89,753	94,254	96,772	89,459	102,34
4,0	212,963	202,724	130,306	118,331	110,819	96,885	145,34
4,5	138,535	95,304	87,280	91,684	94,281	89,631	99,45
5,0	87,651	90,221	76,386	75,465	77,894	78,221	80,97
5,5	95,204	86,540	75,572	74,364	77,594	76,797	81,01

Anl. 2 . 5: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappingsgrad von 99 % und einer Pulswiederholfrequenz von 150 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	7,81	8,58	11,91	13,70	17,16	20,61
1,5	7,48	8,90	12,00	14,06	17,16	21,29
2,0	5,94	8,26	12,13	14,06	17,03	20,65
2,5	6,19	9,03	12,13	14,06	16,90	20,77
3,0	6,45	9,16	12,26	14,19	17,03	21,68
3,5	6,32	9,03	12,00	13,94	17,16	18,97
4,0	6,19	9,03	12,00	14,19	17,03	18,84
4,5	6,19	9,03	12,13	14,06	16,90	18,96
5,0	6,06	9,29	12,00	14,19	17,03	19,87

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,046	-0,123	-0,313	-0,446	-0,813	-1,241
1,5	-0,059	-0,114	-0,463	-0,776	-1,266	-2,047
2,0	-0,158	-0,312	-0,845	-1,156	-1,746	-2,692
2,5	-0,094	-0,474	-0,911	-1,313	-1,917	-3,086
3,0	-0,199	-0,562	-1,068	-1,545	-2,169	-3,656
3,5	-0,119	-0,631	-1,241	-1,722	-2,740	-3,357
4,0	-0,319	-0,873	-1,515	-2,045	-2,942	-3,552
4,5	-0,323	-0,846	-1,609	-2,111	-3,087	-3,836
5,0	-0,430	-0,900	-1,666	-2,304	-3,407	-4,438

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	670,224	300,424	227,025	210,884	181,564	171,908	293,67
1,5	470,738	349,233	155,905	127,924	116,993	111,768	222,09
2,0	111,765	109,289	87,501	86,104	83,961	80,519	93,19
2,5	204,448	86,323	81,213	75,994	75,487	71,470	99,16
3,0	104,920	75,012	70,910	65,988	67,972	66,101	75,15
3,5	167,665	64,986	58,650	57,256	55,118	55,268	76,49
4,0	60,207	47,139	48,269	50,269	50,767	51,728	51,40
4,5	59,585	48,637	46,508	47,893	47,804	48,794	49,87
5,0	42,953	48,373	44,027	44,848	44,255	46,682	45,19

Anl. 3. 1: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappungsgrad von 95 % und einer Pulswiederholfrequenz von 100 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	6,97	9,16	12,77	14,19	17,80	21,54
1,5	6,97	9,03	12,51	14,32	17,80	20,90
2,0	7,22	9,62	12,25	15,22	18,19	21,54
2,5	7,87	9,55	12,25	14,58	18,45	20,12
3,0	6,06	9,03	12,25	14,45	17,67	21,28
3,5	6,71	9,03	12,77	14,58	17,16	20,38
4,0	5,55	6,45	9,03	13,42	17,03	20,13
4,5	5,42	9,03	12,64	15,22	18,06	20,90
5,0	5,81	8,77	12,13	14,06	18,06	21,16
5,5	6,32	9,68	13,16	15,35	17,55	20,77

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,033	-0,071	-0,127	-0,181	-0,312	-0,547
1,5	-0,031	-0,054	-0,113	-0,162	-0,353	-0,507
2,0	-0,051	-0,120	-0,177	-0,290	-0,454	-0,715
2,5	-0,066	-0,124	-0,167	-0,272	-0,463	-0,575
3,0	-0,040	-0,157	-0,251	-0,352	-0,543	-0,816
3,5	-0,070	-0,190	-0,347	-0,443	-0,650	-0,950
4,0	-0,050	-0,071	-0,170	-0,362	-0,570	-0,818
4,5	-0,056	-0,146	-0,364	-0,499	-0,761	-1,080
5,0	-0,061	-0,178	-0,367	-0,473	-0,804	-1,192
5,5	-0,093	-0,298	-0,474	-0,634	-0,820	-1,242

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert
Fluenz [J/cm^2]							
1,0	732,23	589,74	641,54	555,93	507,82	424,40	575,28
1,5	790,43	759,31	694,73	634,09	449,45	431,21	626,53
2,0	509,10	385,62	423,73	399,73	364,38	324,79	401,22
2,5	471,76	368,60	450,73	391,27	368,01	352,66	400,50
3,0	462,59	260,20	299,62	296,91	288,01	277,91	314,21
3,5	319,19	214,12	234,85	239,78	226,59	219,01	242,26
4,0	307,87	292,57	239,83	248,81	254,62	248,03	265,29
4,5	262,53	279,49	219,77	232,46	214,78	202,74	235,29
5,0	275,24	216,04	200,47	209,23	203,28	188,39	215,44
5,5	215,59	157,40	183,06	186,32	188,24	174,40	184,17

Anl. 3. 2: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappingsgrad von 96 % und einer Pulswiederholfrequenz von 100 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	6,19	12,00	9,03	14,45	18,32	21,28
1,5	7,22	9,16	12,77	15,48	18,06	20,90
2,0	6,32	8,77	12,13	13,67	17,54	20,90
2,5	6,97	9,16	12,64	14,83	17,16	20,51
3,0	6,71	8,90	12,51	#	17,93	20,77
3,5	6,84	9,16	12,90	14,71	18,06	20,77
4,0	6,84	8,77	11,48	15,35	18,32	21,03
4,5	6,84	8,77	11,48	15,35	18,32	21,03
5,0	5,68	8,00	11,35	14,71	17,94	20,90
5,3	6,45	9,03	13,29	15,10	18,19	21,29

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,025	-0,124	-0,061	-0,228	-0,525	-0,832
1,5	-0,044	-0,083	-0,199	-0,264	-0,423	-0,614
2,0	-0,078	-0,140	-0,270	-0,341	-0,548	-0,830
2,5	-0,065	-0,169	-0,298	-0,415	-0,547	-0,850
3,0	-0,054	-0,185	-0,335	#	-0,721	-0,996
3,5	-0,115	-0,241	-0,426	-0,535	-0,800	-1,104
4,0	-0,133	-0,298	-0,430	-0,719	-0,995	-1,357
4,5	-0,133	-0,298	-0,430	-0,719	-0,995	-1,357
5,0	-0,093	-0,162	-0,376	-0,636	-0,944	-1,391
5,3	-0,181	-0,282	-0,645	-0,797	-1,104	-1,700

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	766,830	581,651	668,398	457,887	319,833	272,682	511,214
1,5	592,025	504,925	409,738	453,847	385,678	355,903	450,353
2,0	255,333	274,388	272,176	274,129	280,976	263,423	270,071
2,5	371,135	247,715	267,963	265,119	269,157	247,786	278,146
3,0	418,058	214,119	233,987	#	223,302	217,079	261,309
3,5	204,091	173,850	195,736	202,223	204,366	195,990	196,043
4,0	175,852	129,310	153,554	164,311	169,122	163,666	159,303
4,5	175,852	129,310	153,554	164,311	169,122	163,666	159,303
5,0	173,697	197,844	171,727	170,475	170,888	157,778	173,735
5,3	115,120	144,621	137,263	143,394	150,474	134,173	137,507

Anl. 3.3: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappungsgrad von 97 % und einer Pulswiederholfrequenz von 100 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	6,71	8,90	12,13	14,32	17,80	21,16
1,5	6,71	9,16	12,25	14,58	17,67	20,77
2,0	6,71	9,03	12,51	14,71	17,54	20,90
2,5	6,71	8,90	12,90	14,71	17,41	21,03
3,0	6,19	9,03	12,00	14,45	17,54	21,03
3,5	6,58	9,16	12,13	14,71	17,93	20,77
4,0	6,19	9,03	12,39	14,84	17,94	21,16
4,5	8,00	11,87	14,06	16,52	19,48	22,45
5,0	4,77	8,90	11,48	14,71	18,06	21,94
5,3	7,35	9,94	12,13	14,97	17,94	21,68

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,041	-0,089	-0,188	-0,251	-0,487	-0,787
1,5	-0,046	-0,134	-0,218	-0,333	-0,522	-0,831
2,0	-0,086	-0,187	-0,389	-0,510	-0,732	-1,087
2,5	-0,069	-0,228	-0,471	-0,619	-0,856	-1,315
3,0	-0,074	-0,210	-0,411	-0,590	-0,872	-1,355
3,5	-0,128	-0,350	-0,531	-0,754	-1,143	-1,599
4,0	-0,082	-0,258	-0,614	-0,859	-1,262	-1,832
4,5	-0,092	-0,454	-0,650	-0,957	-1,382	-2,088
5,0	-0,042	-0,432	-0,661	-1,076	-1,667	-2,600
5,3	-0,104	-0,298	-0,592	-0,896	-1,327	-2,184

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	549,96	445,59	391,34	408,70	325,67	284,78	401,01
1,5	488,59	312,96	344,49	319,17	299,40	259,94	337,42
2,0	260,37	218,32	201,23	212,35	210,49	201,35	217,35
2,5	323,91	174,22	177,07	175,13	177,68	168,83	199,47
3,0	258,83	194,66	175,27	177,33	176,91	163,82	191,14
3,5	169,34	120,07	138,76	143,82	141,24	135,69	141,49
4,0	234,99	158,46	125,33	128,65	128,12	123,16	149,78
4,5	346,50	155,30	152,40	142,94	138,00	121,73	176,15
5,0	273,18	91,90	100,05	101,06	98,70	93,82	126,45
5,3	259,51	165,92	124,50	125,50	121,85	108,66	150,99

Anl. 3.4: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappungsgrad von 98 % und einer Pulswiederholfrequenz von 100 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	6,45	8,77	12,38	14,32	17,54	20,90
1,5	6,97	8,90	12,13	14,71	17,54	21,03
2,0	6,10	9,03	12,00	14,32	17,16	21,03
2,5	6,45	9,03	12,64	14,71	17,80	21,03
3,0	6,58	9,16	12,51	14,45	18,45	22,57
3,5	7,09	9,03	12,25	14,71	17,80	22,19
4,0	5,29	7,35	10,06	13,42	16,90	20,77
4,5	6,94	9,13	12,85	14,91	17,99	22,11
5,0	5,55	9,03	12,77	15,23	17,81	21,68
5,3	6,06	8,52	11,23	14,06	17,42	21,68

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,068	-0,145	-0,359	-0,514	-0,770	-1,191
1,5	-0,059	-0,143	-0,303	-0,514	-0,840	-1,286
2,0	-0,063	-0,216	-0,427	-0,692	-1,040	-1,759
2,5	-0,074	-0,246	-0,533	-0,723	-1,225	-1,846
3,0	-0,057	-0,219	-0,535	-0,809	-1,419	-2,417
3,5	-0,154	-0,306	-0,609	-0,914	-1,529	-2,662
4,0	-0,246	-0,380	-0,623	-1,055	-1,758	-2,827
4,5	-0,258	-0,448	-0,856	-1,122	-1,761	-2,984
5,0	-0,089	-0,560	-0,997	-1,395	-1,992	-3,061
5,3	-0,118	-0,437	-0,825	-1,299	-2,015	-3,337

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	304,557	265,665	213,595	199,760	200,170	183,893	227,94
1,5	410,907	276,994	242,751	210,612	183,618	172,539	249,57
2,0	293,803	188,661	168,658	148,443	142,010	126,541	178,02
2,5	282,554	165,686	150,296	149,871	130,003	120,702	166,52
3,0	379,962	191,888	146,589	129,465	120,612	106,633	179,19
3,5	163,750	133,236	123,538	118,719	104,374	93,788	122,90
4,0	57,018	71,308	81,567	85,848	82,127	77,735	75,93
4,5	93,604	93,236	96,962	99,653	92,834	83,395	93,28
5,0	173,183	73,108	82,326	83,783	80,578	78,286	95,21
5,3	155,832	83,234	76,792	76,800	76,303	72,079	90,17

Anl. 3 . 5: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappungsgrad von 99 % und einer Pulswiederholfrequenz von 100 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	6,45	9,03	12,64	14,19	17,16	21,16
1,5	6,71	8,90	12,25	14,32	17,41	21,67
2,0	6,45	9,03	12,38	14,06	17,67	21,28
2,5	6,84	9,16	12,25	14,58	17,29	20,51
3,0	6,45	9,03	12,26	14,32	17,16	20,77
3,5	6,58	9,16	12,39	14,58	17,16	19,87
4,0	6,194	9,032	12,000	14,194	17,032	18,839
4,5	6,192	9,030	12,126	14,061	16,899	18,963
5,0	6,063	9,288	11,997	14,190	17,028	19,866

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,101	-0,284	-0,787	-0,982	-1,427	-2,316
1,5	-0,119	-0,324	-0,694	-0,951	-1,531	-2,479
2,0	-0,158	-0,424	-1,044	-1,334	-2,203	-3,248
2,5	-0,169	-0,570	-1,143	-1,548	-2,304	-3,233
3,0	-0,099	-0,685	-1,420	-1,876	-2,710	-3,907
3,5	-0,252	-0,738	-1,539	-2,066	-2,968	-3,840
4,0	-0,319	-0,873	-1,515	-2,045	-2,942	-3,552
4,5	-0,323	-0,846	-1,609	-2,111	-3,087	-3,836
5,0	-0,430	-0,900	-1,666	-2,304	-3,407	-4,438

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	206,547	143,834	101,965	103,042	103,873	97,796	126,18
1,5	189,736	122,566	108,490	108,316	99,788	95,956	120,81
2,0	131,455	96,426	73,949	74,786	71,979	71,360	86,66
2,5	138,392	73,872	66,270	69,408	65,997	66,680	80,10
3,0	210,214	59,893	53,619	55,613	55,693	57,184	82,04
3,5	86,098	57,255	50,636	52,491	51,106	53,340	58,49
4,0	60,207	47,139	48,269	50,269	50,767	51,728	51,40
4,5	59,585	48,637	46,508	47,893	47,804	48,794	49,87
5,0	42,953	48,373	44,027	44,848	44,255	46,682	45,19

Anl. 4 . 1: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappungsgrad von 95 % und einer Pulswiederholfrequenz von 100 Hz. Strukturiert mit der halbelliptischen Maske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	5,81	8,00	12,13	14,06	17,68	21,03
1,5	4,39	8,00	11,23	14,45	17,55	19,74
2,0	5,81	8,26	12,13	14,84	17,16	20,13
2,5	5,29	7,74	11,74	14,19	17,16	19,74
3,0	4,90	8,00	11,74	14,32	17,16	19,87
3,5	5,94	7,87	11,35	14,71	17,55	19,87
4,0	6,71	8,00	10,97	13,42	15,74	20,00

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,029	-0,088	-0,202	-0,304	-0,571	-0,853
1,5	-0,049	-0,127	-0,227	-0,380	-0,598	-0,809
2,0	-0,050	-0,175	-0,328	-0,507	-0,686	-1,160
2,5	-0,061	-0,165	-0,378	-0,557	-0,897	-1,329
3,0	-0,069	-0,173	-0,386	-0,569	-0,903	-1,386
3,5	-0,050	-0,199	-0,449	-0,755	-1,098	-1,598
4,0	-0,106	-0,194	-0,351	-0,579	-0,788	-1,611

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert [μm]
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	579,257	363,257	364,058	325,389	273,871	259,690	360,92
1,5	196,677	252,160	277,767	275,038	257,807	241,304	250,13
2,0	337,378	195,246	224,615	217,521	215,088	175,268	227,52
2,5	229,566	181,749	182,577	181,131	164,619	147,299	181,16
3,0	174,331	185,092	178,800	180,555	163,530	143,141	170,91
3,5	353,236	155,859	143,843	143,696	140,796	124,356	176,96
4,0	212,585	165,423	171,747	155,917	157,721	124,986	164,73

Anl. 4 . 2: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappingsgrad von 96 % und einer Pulswiederholfrequenz von 100 Hz. Strukturiert mit der halbelliptischen Maske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	6,84	8,65	11,74	14,19	17,55	20,65
1,5	5,55	8,00	11,35	14,58	17,42	20,65
2,0	5,55	8,13	11,23	14,32	17,03	20,13
2,5	4,61	8,13	11,87	14,19	17,16	19,87
3,0	5,53	8,39	11,35	14,19	17,68	19,74
3,5	5,03	8,26	11,61	14,58	16,52	20,13
4,0	6,06	8,13	9,68	12,13	15,23	19,61

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,035	-0,089	-0,238	-0,400	-0,676	-1,069
1,5	-0,070	-0,204	-0,349	-0,597	-0,890	-1,333
2,0	-0,064	-0,230	-0,428	-0,742	-1,029	-1,539
2,5	-0,047	-0,217	-0,501	-0,723	-1,099	-1,614
3,0	-0,192	-0,362	-0,549	-0,956	-1,398	-1,841
3,5	-0,113	-0,293	-0,595	-1,009	-1,311	-2,022
4,0	-0,152	-0,276	-0,427	-0,714	-1,169	-2,093

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert [μm]
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	659,002	417,726	289,199	251,726	227,951	199,803	340,90
1,5	220,977	157,014	184,925	178,333	170,926	160,548	178,79
2,0	241,954	144,004	147,561	138,673	141,527	132,438	157,69
2,5	225,014	152,479	140,933	139,712	134,558	123,141	152,64
3,0	79,894	97,354	117,710	105,848	112,467	106,775	103,34
3,5	112,481	116,670	113,696	105,893	104,721	101,222	109,11
4,0	121,073	119,746	109,815	103,343	99,719	92,929	107,77

Anl. 4 . 3: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappingsgrad von 97 % und einer Pulswiederholfrequenz von 100 Hz. Strukturiert mit der halbelliptischen Maske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	5,16	8,65	11,35	14,45	17,42	21,03
1,5	5,12	8,49	11,72	14,56	17,26	20,96
2,0	5,16	8,65	11,87	14,32	17,42	20,65
2,5	4,65	8,00	11,10	14,06	17,68	20,52
3,0	4,90	8,00	11,74	14,06	17,41	20,12
3,5	4,65	7,74	11,61	13,94	17,55	20,26
4,0	4,77	8,00	11,23	13,94	16,13	19,23

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,030	-0,076	-0,310	-0,536	-0,941	-1,530
1,5	-0,067	-0,126	-0,286	-0,650	-1,126	-1,830
2,0	-0,136	-0,243	-0,469	-0,850	-1,372	-2,160
2,5	-0,185	-0,275	-0,504	-0,959	-1,687	-2,443
3,0	-0,218	-0,418	-0,726	-1,180	-1,923	-2,769
3,5	-0,182	-0,363	-0,673	-1,107	-1,891	-2,690
4,0	-0,219	-0,510	-0,860	-1,418	-1,955	-2,839

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert [μm]
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	443,997	491,310	208,066	195,066	161,689	145,319	274,24
1,5	195,663	286,482	239,986	163,484	132,957	120,910	189,91
2,0	98,253	154,123	150,579	121,142	111,294	99,758	122,52
2,5	58,400	116,487	122,405	103,610	93,459	87,367	96,95
3,0	55,105	76,752	95,288	84,376	79,824	74,515	77,64
3,5	59,309	82,704	100,505	88,254	82,363	77,621	81,79
4,0	52,117	62,949	73,662	69,165	67,497	66,509	65,32

Anl. 4 . 4: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappungsgrad von 98 % und einer Pulswiederholfrequenz von 100 Hz. Strukturiert mit der halbelliptischen Maske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	5,42	8,26	11,61	14,19	17,55	20,90
1,5	6,58	8,90	12,52	14,45	17,81	21,03
2,0	4,52	7,74	10,97	14,45	16,90	19,48
2,5	5,68	7,87	11,74	14,84	17,16	20,39
3,0	5,16	8,00	10,97	14,32	16,65	19,74
3,5	4,77	7,48	11,10	14,19	16,52	17,94
4,0	5,16	8,13	11,48	14,06	15,23	18,45

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,057	-0,161	-0,419	-0,768	-1,288	-2,026
1,5	-0,144	-0,298	-0,578	-0,840	-1,562	-2,414
2,0	-0,158	-0,457	-0,735	-1,354	-1,949	-2,583
2,5	-0,101	-0,391	-0,891	-1,450	-2,137	-3,296
3,0	-0,240	-0,570	-1,091	-1,786	-2,524	-3,632
3,5	-0,321	-0,581	-1,236	-1,984	-2,851	-3,413
4,0	-0,266	-0,567	-1,218	-1,803	-2,139	-3,500

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert [μm]
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	255,971	211,376	160,996	131,477	120,154	108,828	164,80
1,5	150,829	133,315	135,890	124,790	102,300	92,844	123,33
2,0	64,740	65,829	82,216	77,809	74,279	74,781	73,28
2,5	159,560	79,410	77,812	76,650	69,975	64,699	88,02
3,0	55,655	56,441	55,683	58,327	56,151	55,472	56,29
3,5	35,624	48,461	50,417	51,753	49,260	48,828	47,39
4,0	50,201	58,602	54,745	55,771	55,259	50,387	54,16

Anl. 4 . 5: Messwerte des Abstandes vom Linsenscheitel und der dazugehörigen Abtragstiefen sowie der ermittelten Krümmungsradien (Linsenradien) bei verschiedenen Fluenzen, einem Pulsüberlappungsgrad von 99 % und einer Pulswiederholfrequenz von 100 Hz. Strukturiert mit der halbelliptischen Maske.

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abstand b vom Linsenscheitel [μm]					
1,0	5,81	8,13	10,71	14,32	17,16	19,61
1,5	4,52	8,13	11,23	14,06	17,16	19,74
2,0	4,39	7,48	11,61	13,81	15,23	17,16
2,5	3,74	7,48	11,23	14,71	17,29	19,48
3,0	4,26	7,35	10,19	12,52	14,84	15,61
3,5	4,39	8,00	10,97	13,42	15,48	15,74
4,0	3,23	5,16	7,35	8,52	12,26	14,71

Messung	1	2	3	4	5	6
Fluenz [J/cm^2]	Abtragstiefe z [μm]					
1,0	-0,152	-0,152	-0,594	-1,396	-2,263	-3,151
1,5	-0,051	-0,373	-1,012	-1,768	-2,891	-4,171
2,0	-0,124	-0,531	-1,242	-1,797	-2,173	-2,960
2,5	-0,287	-0,833	-1,563	-2,854	-4,323	-5,809
3,0	-0,373	-1,013	-1,740	-2,507	-3,624	-4,079
3,5	-0,715	-1,594	-2,485	-3,615	-4,817	-4,938
4,0	-0,297	-0,741	-1,332	-1,678	-3,052	-4,347

Messung	1	2	3	4	5	6	Mittelwert [μm]
Fluenz [J/cm^2]	Linsenradius r [μm]						
1,0	110,722	217,401	96,849	74,173	66,203	62,615	104,66
1,5	201,616	88,865	62,793	56,839	52,388	48,811	85,22
2,0	77,911	53,042	54,929	53,948	54,438	51,231	57,58
2,5	24,534	34,044	41,100	39,334	36,740	35,581	35,22
3,0	24,463	27,195	30,721	32,491	32,188	31,917	29,83
3,5	13,813	20,870	25,444	26,713	27,293	27,560	23,62
4,0	17,673	18,348	20,973	22,451	26,143	27,062	22,11

Anl. 5 . 1: Messwerte der Oberflächenrauigkeit bei verschiedenen Fluenzen, verschiedenen Pulsüberlappungsgraden und einer Pulsfrequenz von 200 Hz. Strukturiert mit der Halbkreisemaske.

Oberflächenrauigkeit bei 95 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	51,4
1,5	29,9
2,0	31,4
2,5	32,8
3,0	44,1
3,5	32,2
4,0	33,6
4,5	33,9
5,0	36,7
5,5	43,1

Oberflächenrauigkeit bei 96 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	23,4
1,5	28,7
2,0	30,4
2,5	28,9
3,0	31
3,5	30,4
4,0	33,1
4,5	35,1
5,0	37,1
5,5	47,3

Oberflächenrauigkeit bei 97 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	19,1
1,5	21
2,0	27
2,5	27,8
3,0	29,3
3,5	33
4,0	29,9
4,5	31,8
5,0	35,4
5,5	38,6

Oberflächenrauigkeit bei 98 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	13,9
1,5	19,1
2,0	23,8
2,5	26,4
3,0	29,8
3,5	27,4
4,0	25
4,5	29,6
5,0	27,1
5,5	32,6

Oberflächenrauigkeit bei 99 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	37,9
1,5	23,3
2,0	24,6
2,5	28,2
3,0	20,7
3,5	21,4
4,0	24,3
4,5	26
5,0	27,5
5,5	33,1

Anl. 5 . 2: Messwerte der Oberflächenrauigkeit bei verschiedenen Fluenzen, verschiedenen Pulsüberlappungsgraden und einer Pulswiederholfrequenz von 150 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Oberflächenrauigkeit bei 95 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	25,8
1,5	34,6
2,0	38
2,5	39,8
3,0	38,1
3,5	42,9
4,0	43,3
4,5	44,6
5,0	47,8
5,5	42,5

Oberflächenrauigkeit bei 96 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	31,4
1,5	33,4
2,0	36,1
2,5	53,1
3,0	41,4
3,5	44,1
4,0	46
4,5	47,2
5,0	59,2
5,5	44,2

Oberflächenrauigkeit bei 97 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	26,7
1,5	24,7
2,0	26,9
2,5	31,5
3,0	31,6
3,5	35,6
4,0	40
4,5	40,6
5,0	37,3
5,5	35,4

Oberflächenrauigkeit bei 98 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	26,5
1,5	18,8
2,0	33,6
2,5	40,9
3,0	33,6
3,5	22,8
4,0	42,1
4,5	46,8
5,0	33,5
5,5	27,6

Oberflächenrauigkeit bei 99 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	24,6
1,5	59,7
2,0	20
2,5	78,7
3,0	16,8
3,5	22,8
4,0	17,4
4,5	22,3
5,0	20,1
5,5	25,4

Anl. 5 . 3: Messwerte der Oberflächenrauigkeit bei verschiedenen Fluenzen, verschiedenen Pulsüberlappungsgraden und einer Pulswiederholfrequenz von 100 Hz. Strukturiert mit der Halbkreismaske.

Oberflächenrauigkeit bei 95 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	30
1,5	27,9
2,0	31,8
2,5	36,1
3,0	38,7
3,5	31,3
4,0	31,3
4,5	38,6
5,0	40,5
5,5	42,6

Oberflächenrauigkeit bei 96 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	31,8
1,5	27,7
2,0	30,0
2,5	31,2
3,0	34,6
3,5	32,4
4,0	38,3
4,5	37,9
5,0	41,0
5,3	43,1

Oberflächenrauigkeit bei 97 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	20,0
1,5	22,7
2,0	28,9
2,5	32,8
3,0	35,9
3,5	29,0
4,0	38,5
4,5	33,1
5,0	38,2
5,3	31,5

Oberflächenrauigkeit bei 98 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	17,7
1,5	24,5
2,0	30,8
2,5	33,3
3,0	37,5
3,5	30,4
4,0	29,5
4,5	29,3
5,0	29,6
5,2	25,8

Oberflächenrauigkeit bei 99 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	36,5
1,5	38,2
2,0	43,0
2,5	55,8
3,0	34,8
3,5	33,9
4,0	29,7
4,5	42,1
5,0	44,1
5,2	60,1

Anl. 6 . 1: Messwerte der Oberflächenrauigkeit bei verschiedenen Fluenzen, verschiedenen Pulsüberlappungsgraden und einer Pulswiederholfrequenz von 100 Hz. Strukturiert mit der halbeliptischen Maske.

Oberflächenrauigkeit bei 95 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	23,7
1,5	38,7
2,0	39,0
2,5	39,8
3,0	43,3
3,5	47,4
4,0	55,4

Oberflächenrauigkeit bei 96 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	24,8
1,5	37,2
2,0	42,5
2,5	42,4
3,0	54,7
3,5	39,8
4,0	36,7

Oberflächenrauigkeit bei 97 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	46,5
1,5	35,3
2,0	31,2
2,5	38,2
3,0	36,0
3,5	40,9
4,0	42,3

Oberflächenrauigkeit bei 98 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	41,9
1,5	25,7
2,0	35,5
2,5	33,8
3,0	41,6
3,5	33,7
4,0	37,6

Oberflächenrauigkeit bei 99 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	26,0
1,5	68,4
2,0	20,3
2,5	25,2
3,0	120,0
3,5	24,0
4,0	31,4

Anl. 6 . 1: Messwerte der Oberflächenrauigkeit bei verschiedenen Fluenzen, verschiedenen Pulsüberlappungsgraden und einer Pulswiederholfrequenz von 150 Hz. Strukturiert mit der halbeliptischen Maske.

Oberflächenrauigkeit bei 95 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	26,3
1,5	28,7
2,0	29,0
2,5	34,2
3,0	39,7
3,5	43,5
4,0	38,2

Oberflächenrauigkeit bei 96 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	21,4
1,5	25,2
2,0	31,5
2,5	35,8
3,0	37,4
3,5	61,6
4,0	35,6

Oberflächenrauigkeit bei 97 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	25,2
1,5	26,7
2,0	28,2
2,5	36,7
3,0	31,3
3,5	31,6
4,0	37,0

Oberflächenrauigkeit bei 98 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	25,5
1,5	27,8
2,0	34,5
2,5	34,8
3,0	38,4
3,5	36,8
4,0	29,9

Oberflächenrauigkeit bei 99 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	25,1
1,5	27,3
2,0	25,1
2,5	141,0
3,0	36,2
3,5	19,5
4,0	157,0

Anl. 6 . 3: Messwerte der Oberflächenrauigkeit bei verschiedenen Fluenzen, verschiedenen Pulsüberlappungsgraden und einer Pulswiederholfrequenz von 200 Hz. Strukturiert mit der halbeliptischen Maske.

Oberflächenrauigkeit bei 95 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	37,4
1,5	31,5
2,0	36,7
2,5	34,2
3,0	39,7
3,5	43,5
4,0	38,2

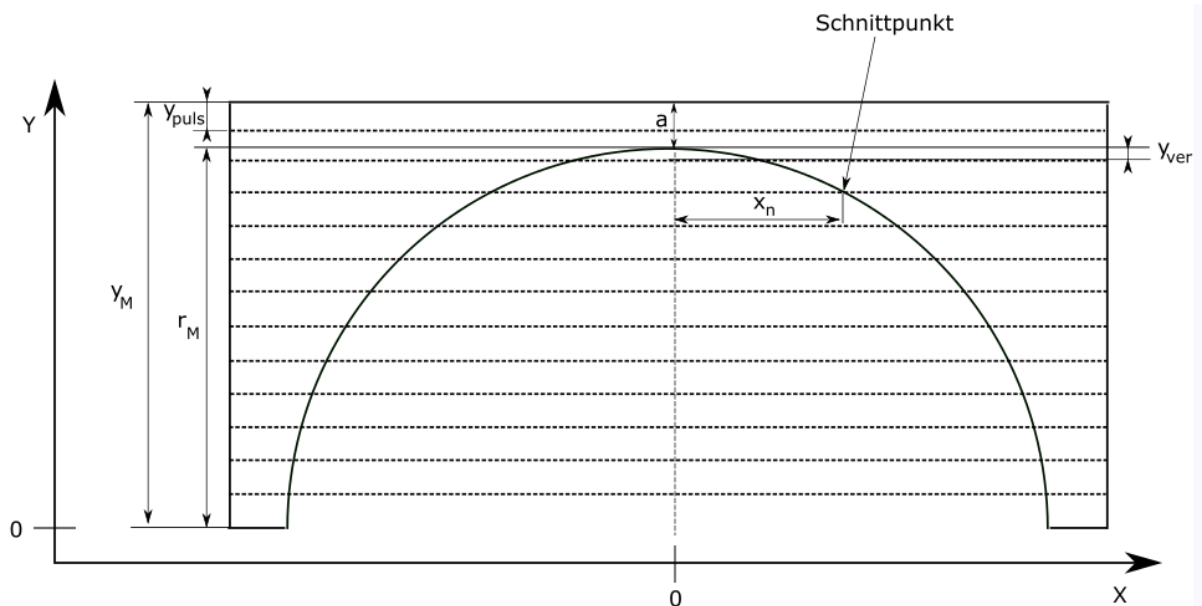
Oberflächenrauigkeit bei 96 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	25,2
1,5	33,4
2,0	31,7
2,5	36,2
3,0	37,4
3,5	27,3
4,0	35,6

Oberflächenrauigkeit bei 97 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	25,2
1,5	23,7
2,0	30,5
2,5	36,7
3,0	31,3
3,5	32,4
4,0	33,9

Oberflächenrauigkeit bei 98 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	25,5
1,5	27,8
2,0	29,4
2,5	29,2
3,0	35,4
3,5	36,8
4,0	29,7

Oberflächenrauigkeit bei 99 %	
Fluenz [J/cm^2]	Sq [nm]
1,0	67,2
1,5	27,3
2,0	25,1
2,5	22,4
3,0	26,4
3,5	25,9
4,0	30,2

Anl. 7.1: Herleitung der Gleichung (3.1)

Herleitung der Gleichung (3.1):

Ausgangspunkt ist die Kreisgleichung und die Gleichung für die Puls zu Puls Distanz

Kreisgleichung

$$r^2 = x^2 + y^2$$

Puls zu Puls Distanz

$$y_{puls} = y_M \cdot \left(\frac{100 - PÜG}{100} \right)$$

Umstellen der Kreisgleichung nach x:

$$x = \pm \sqrt{r^2 - y^2}$$

Der Radius r wird im nächsten Schritt durch den Radius r_M des Halbkreiselementes der Maske in der Abbildungsebene ersetzt.

$$x = \pm \sqrt{r_M^2 - y^2}$$

Um die Schnittpunkte der waagerechten Strichlinien mit dem Halbkreis zu ermitteln muss die Variable y ersetzt werden. y ist der senkrechte Abstand vom Kreismittel-punkt zu einer waagerechten Linie, die den Halbkreis schneiden.

$$y = r_M - (n \cdot y_{puls} + y_{ver})$$

$$n = 0, 1, 2, \dots, i - m$$

Die variable n ist eine Zählvariable und steht für die Nummer eines Flächenelements, dass die Linse Formt. Das i steht für die Gesamtanzahl der Flächenelemente, die beim Überlapp der gesamten Maske entstehen.

$$i = \frac{y_M}{y_{puls}}$$

Sollte i eine rationale Zahl sein, muss aufgerundet werden da es keine halben Flächenelemente gibt.

y_M ist die abgebildete Maskelänge in y – Richtung.

$$c = \frac{a}{y_{puls}} \rightarrow m = \text{die größte in } c \text{ enthaltene natürliche Zahl}$$

m ist die Anzahl der vollständigen Flächenelemente, die im Abstand a zu finden sind.

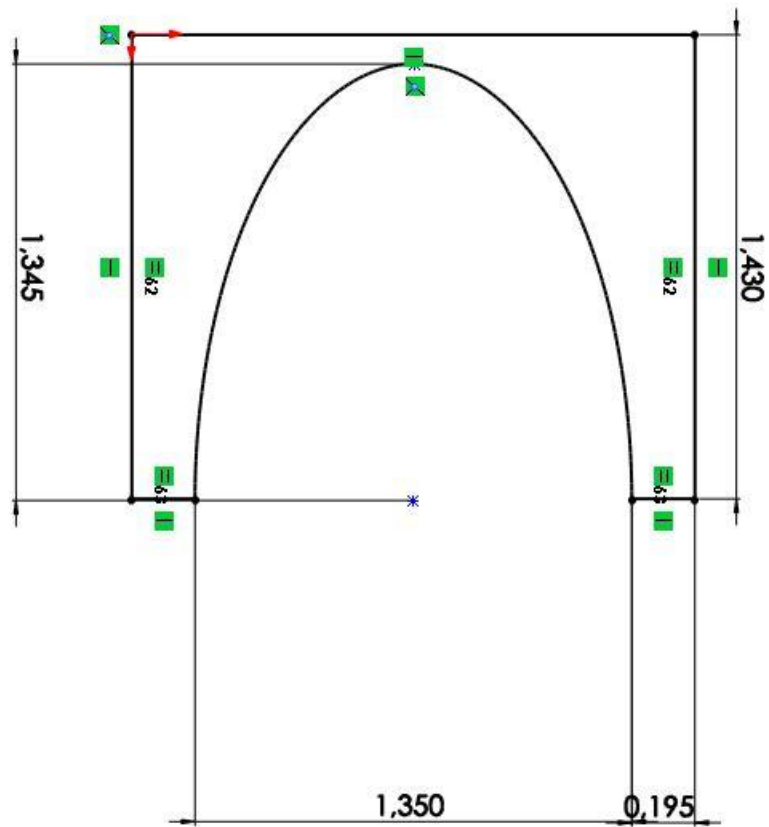
y_{ver} ist die Verschiebung der waagerechten Linien vom Halbkreisscheitel ($x = 0$) in die negative y – Richtung.

$$y_{ver} = (m + 1) \cdot y_{puls} - a$$

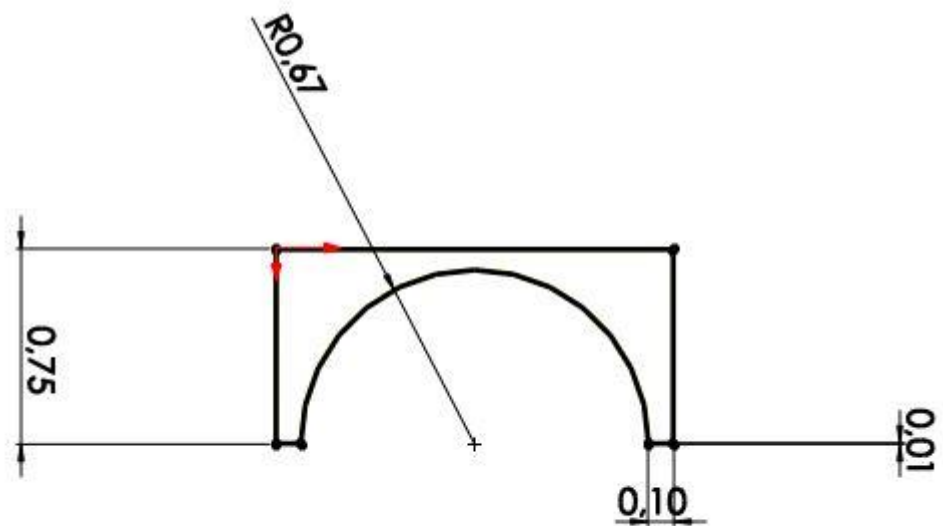
Nach dem Einsetzen alle Variablen ergibt sich die nachfolgende Gleichung.

$$x_n = \pm \sqrt{r_M^2 - [r_M - (n \cdot y_{puls} + y_{ver})]^2}$$

Halbelliptische Maske



Halbkreismaske



Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und nur unter Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textpassagen, die wörtlich oder sinngemäß aus Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht. Diese Arbeit wurde in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Ort, Datum

Vorname Nachname